

Université de Sherbrooke

**Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points  
gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec douleur  
chronique non traumatique à l'épaule**

Par  
Mélanie Roch, pht, FCAMPT  
Programme de Recherche en Sciences de la Santé

Mémoire présenté à la Faculté de médecine et des sciences de la santé  
en vue de l'obtention du grade de maître ès sciences (M. Sc.)  
en sciences de la santé

Sherbrooke, Québec, Canada  
Septembre 2019

Membres du jury d'évaluation  
Nathaly Gaudreault, pht, Ph.D, directrice  
Mélanie Morin, pht, Ph.D., co-directrice  
Hélène Corriveau, pht, Ph.D., évaluateur interne  
Louis-David Beaulieu, pht, Ph D., évaluateur externe, Département des sciences de la santé,  
Unité d'enseignement en physiothérapie, Université du Québec à Chicoutimi

© Mélanie Roch, 2019

## SOMMAIRE

### **Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec douleur chronique non traumatique à l'épaule**

Par

Mélanie Roch, pht, FCAMPT  
Programme de Recherche en Sciences de la Santé

Mémoire présenté à la Faculté de médecine et des sciences de la santé en vue de l'obtention du diplôme de maître ès sciences (M.Sc.) sciences de la santé, Faculté de médecine et des sciences de la santé, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, J1H 5N4

Les points gâchettes (PG) sont des nodules douloureux situés dans une bande tendue de fibres musculaires et sont présents dans différentes conditions musculosquelettiques. Il n'existe actuellement aucun moyen de mesurer l'efficacité des traitements de physiothérapie à réduire la tension d'un point gâchette. Actuellement, l'effet des traitements est principalement évalué par la palpation du thérapeute qui est reconnue comme étant modérément fiable. Cette étude visait à amorcer un processus de validation du MyotonPro pour évaluer les propriétés viscoélastiques d'un PG, plus précisément, vérifier si le MyotonPro permet de détecter une différence entre les mesures de viscoélasticité d'un PG et d'un point témoin (PT) localisés au niveau du muscle infraépineux chez des personnes atteintes de douleur à l'épaule (validité discriminante) et évaluer la fidélité intra/inter-évaluateur et test-retest (inter-jour) du MyotonPro pour mesurer la viscoélasticité des PG. Trente-cinq participants présentant une douleur chronique unilatérale, d'origine non traumatique à l'épaule ont été recrutés. La présence de PG a été confirmée à partir d'un examen palpatoire effectué selon les critères diagnostiques établis par Travell et Simons et ont ensuite été marqués. La viscoélasticité des PG et des PT a été mesurée à l'aide du MyotonPro par deux évaluateurs à deux reprises au jour 1 et le lendemain. Les propriétés viscoélastiques sont caractérisées grâce aux paramètres suivants: le tonus (Hz), la raideur (N/m) et l'élasticité (coefficient du taux de variation). Les PG démontrent un tonus et une raideur significativement plus élevés (tonus 15,3 Hz vs 13,6 Hz; raideur 270,2 N/m vs 227,9 N/m;  $p < 0,05$ ) et une élasticité significativement moindre (décrément 1,13 vs 1,06;  $p < 0,05$ ), en comparaison avec les PT. La fidélité était excellente pour les trois paramètres avec des CCI allant de 0,92 à 0,98 (intra-évaluateur) et de 0,92 à 0,97 (inter-évaluateur) et était bonne à excellente pour les mesures de fidélité test-retest (jour) (CCI 0,77-0,86). L'appareil MyotonPro est valide, à mesurer les différences de viscoélasticité entre un PG et un PT dans le muscle infraépineux. Les valeurs des CCI, des erreurs standard de mesures et des changements minimums détectables suggèrent qu'il est aussi fidèle en intra-évaluateur, inter-évaluateurs, ainsi qu'en test-retest (jour) et qu'il peut être utilisé en clinique pour mesurer le changement.

Mots clés : points gâchettes, syndrome de douleur myofasciale, diagnostic, viscoélasticité, Myoton (myotonométrie), validité, fidélité

## SUMMARY

### **Towards the validation of the MyotonPro to quantify trigger points viscoelasticity in the infraspinatus muscle on people with chronic non-traumatic shoulder pain**

By

Mélanie Roch, pht, FCAMPT  
Health sciences Program

A thesis presented to the Faculty of Medicine and Health Sciences in partial fulfillment of the requirements of the degree of Master of Science in Health sciences, Faculty of Medicine and Health Sciences, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, J1H 5N4

Trigger points (TP) which are defined by Simons and Travell as a hyperirritable zone (a painful nodule) within a tight muscle band are prevalent in many musculoskeletal disorders. The assessment efficacy of physical therapy treatment to decrease tension of a TP actually relies upon palpation, which is a subjective appreciation and only moderately reliable technique. There is actually no tool that can provide a valid and objective measure of viscoelastic properties of a TP that can be used in routine clinical practice. The overall objective of this research was to initiate a validation process of the MyotonPro, a simple clinical tool that utilizes myometry to measure viscoelasticity (tone (Hz), stiffness (N/m) and elasticity (coefficient of variation)) of muscles (dependable variables). Thirty-five participants with a chronic, non-traumatic unilateral shoulder pain, have been recruited (based on well-defined inclusion and exclusion criteria). The presence of the TP in the infraspinatus muscle was confirmed with a palpatory exam based on the criteria of Travell and Simons. Once identified, the TP and non-TP (NTP) were marked with different colour pens. On day one, the viscoelastic properties of both points were measured 2 times with the independently with the MyotonPro by 2 evaluators and the same procedure was repeated the following day. TP demonstrate a statistically significant greater tonus (15.3Hz vs 13.6Hz,  $p < 0.05$ ) and stiffness (270.2N/m vs 227.9N/m,  $p < 0.05$ ) and less elasticity (decrement 1.13 vs 1.06,  $p < 0.05$ ). Reliability was excellent for intra-evaluators (ICC 0.92-0.98), inter-evaluators (ICC 0.92-0.97) and good to excellent for test-retest (ICC 0.77-0.86), and that, for the three viscoelastic parameters. The MyotonPro is a valid tool in the measurement differences of viscoelastic properties between a TP and NTP in the infraspinatus muscle. The values of the ICC, standard error of measurements and minimal detectable change showed that it is also a reliable tool in intra-evaluator, inter-evaluators and test-retest and could be used in a clinical setting to measure change.

**Keywords :** trigger points (myofascial trigger points), myofascial pain syndrome, diagnosis, viscoelasticity, Myoton (myotonometry), validity, reliability

## TABLE DES MATIÈRES

Chapitre 1 : Introduction .....	1
Chapitre 2 : Recension des écrits .....	4
2.1 Points gâchettes.....	4
2.1.1 Historique .....	4
2.1.2 Définition et présentation clinique générale.....	4
2.2 Les pathologies non traumatiques à l'épaule et les PG .....	6
2.2.1 PG et coiffe des rotateurs .....	7
2.2.2 PG et muscle infraépineux .....	7
2.3 Étiologie du PG.....	9
2.3.1 Anatomie et physiologie du muscle squelettique .....	9
2.3.2 Formation du PG .....	12
2.3.3 Évidences actuelles sur la compréhension des PG .....	12
2.3.4 Différentes hypothèses avancées.....	15
2.3.4.1 L'hypothèse intégrée classique.....	15
2.3.4.2 L'hypothèse des fuseaux neuro-musculaires.....	17
2.3.4.3 L'hypothèse de Cendrillon .....	20
2.3.4.4 L'hypothèse neuropathique .....	20
2.3.4.5 L'hypothèse de Jafri .....	21
2.3.4.6 Polymorphisme/mutation des récepteurs $\text{Ca}^{2+}$ et $\text{K}_{\text{ATP}}$ .....	21
2.4 Identification, évaluation et quantification des PG.....	22
2.4.1 Palpation.....	22
2.4.2 Échographie.....	24
2.4.3 Résonnance magnétique.....	25
2.4.4 Électromyographie .....	25
2.4.5 Algométrie à pression.....	26
2.4.6 Biochimie .....	26
2.5 Le MyotonPro pour mesurer la viscoélasticité des PG.....	27
2.6 En résumé .....	28



Chapitre 3 : Objectifs et hypothèses .....	30
3.1 Objectifs de l'étude.....	30
3.1.1 Objectif principal.....	30
3.1.2 Objectifs secondaires.....	30
3.2 Hypothèses.....	30
Chapitre 4 : Matériel et méthodes.....	31
4.1 Dispositif de recherche .....	31
4.2 Population, échantillon et recrutement .....	31
4.2.1 Population cible et accessible.....	31
4.2.2 Échantillon.....	31
4.2.3 Critères d'inclusion .....	32
4.2.2 Critères d'exclusion.....	32
4.3 Recrutement .....	32
4.4 Variables .....	33
4.5 Déroulement de l'étude.....	35
4.6 Analyse statistique .....	36
4.7 Considérations éthiques .....	37
Chapitre 5 : Résultats .....	38
5.1 Résultats de l'objectif principal et secondaire .....	38
5.1.1 Avant-propos .....	38
5.1.2 Résumé de l'article.....	40
5.1.3 Article.....	42
Chapitre 6 : Discussion .....	62
6.1 Validité discriminante.....	62
6.2 Fidélité .....	63
6.3 Valeur des coefficients test-retest (inter-jour) .....	64
6.4 Fidélité de la palpation.....	65
6.5 Épaisseur du tissu adipeux sous-cutané .....	66
6.6 Position du bras.....	67
6.7 Variation de mesures en lien avec la forme de l'épaule .....	67
6.8 Forces et limites .....	68

6.9 Retombées cliniques .....	70
6.10 Recherches futures .....	71
Chapitre 7 : Conclusion .....	73
Liste des références .....	74
Annexe 1: Lettre d’approbation .....	80
Annexe 2: Formulaire de consentement .....	83
Annexe 3 : Lettre de remerciement participants .....	90
Annexe 4 : Affiche .....	93
Annexe 5 : Lettre remerciement et programme d’exercices personnes non retenues .....	95
Annexe 6 : Données sociodémographiques .....	98
Annexe 7 : DASH .....	100
Annexe 8 : Procédure et standardisation de la prise de mesure MyotonPro .....	105

## LISTE DES TABLEAUX

### Tableaux du mémoire

Tableau 1	Résumé des coefficients de corrélation des études sur la fidélité inter-évaluateurs de la palpation.....	23
Tableau 2	Version future du tableau 5 de l'article qui inclut les minimum de changement détectable.....	39

### Tableaux de l'article

Table 1	<i>Participant's characteristics</i> .....	60
Table 2	<i>Discriminant validity-comparing TP and non TP viscoelasticity parameters</i> .....	60
Table 3	<i>Same day intra-evaluator reliability for evaluator1 and evaluator 2 for TP</i> .....	61
Table 4	<i>Inter-evaluator reliability for TP parameters on day1 and day2</i> .....	61
Table 5	<i>Test-retest reliability parameters for evaluator1 and evaluator2</i> .....	61

## LISTE DES FIGURES

Figure 1 Point gâchette .....	6
Figure 2 Muscles de la coiffe des rotateurs.....	7
Figure 3 Muscle infraépineux et ses zones de références .....	8
Figure 4 Organisation du muscle squelettique .....	10
Figure 5 Sarcomère.....	10
Figure 6 Contraction musculaire.....	13
Figure 7 Couplage pont d'actine-myosine .....	14
Figure 8 Hypothèse intégrée schématisée.....	17
Figure 9 Fuseau neuromusculaire .....	19
Figure 10 MyotonPro.....	28

### Figures de l'article

Figure 1 Participant recruitment flow diagram .....	57
Figure 2 Participant's position during measurements .....	58
Figure 3 Acceleration graph of the different variables produced by MyotonPro ...	58

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

ACh	Acétylcholine
AChE	Acétylcholinestase
ADP	Adénosine diphosphate
ATP	Adénosine triphosphate
AVC	Accident vasculaire cérébral
BOTOX	Toxine botulique type A
Ca <sup>2+</sup>	Ions calcium
CCI	Coefficient de corrélation intraclasse
CCV	Coefficient de variation
CGRP	Calcitonin gene-related peptide
CMD	Changement minimal détectable
E1	Évaluateur 1
E2	Évaluateur 2
ESM	Erreur standard de mesure
FCAMPT	Fellow of the Canadian Academy of manual Physical Therapists
H <sup>+</sup>	Ions hydrogène
Hz	Hertz
ICC	Intraclass correlation coefficient
IE	Muscle infraépineux
IRME	Résonnance magnétique avec élastographie
κ	Coefficient de Kappa de Cohen
m	Mètre
MDC	Changement minimal détectable en anglais
MDCgroupe	Changement minimal détectable pour l'échantillon
MDCindiv	Changement minimal détectable individuel
Na <sup>+</sup>	Sodium
N	Newton
NTP	Non-trigger point
PG	Point gâchette
PT	Point témoin
SNA	Système nerveux autonome
SNC	Système nerveux central
TP	Trigger point

*À Quéquine*

## REMERCIEMENTS

Je tiens d'abord à remercier mes deux directrices de maîtrise, Pre Nathaly Gaudreault et Pre Mélanie Morin, pour leur patience, leur guidance, leur inspiration et leur partage de connaissances. Elles m'ont fait utiliser mes forces de clinicienne pour me permettre de les appliquer à la recherche et surtout de me permettre de développer mon côté érudit. J'aimerais aussi remercier Marie-Soleil Caroll (ancienne assistante de recherche de Mélanie Morin), qui m'a été d'une aide précieuse tout au long du processus. Un merci tout spécial à Frédérique Daigle, physiothérapeute, aussi étudiante à la maîtrise, qui était toujours là pour m'aider, me conseiller et m'assister. Annie Chénard, collègue de travail, amie et étudiante à la maîtrise, qui avait toujours un pas d'avance sur moi et n'hésitait pas à partager des informations importantes. Marjolaine Lajoie, pour la relecture de mon mémoire.

Un remerciement particulier à mon assistante de recherche, amie et collègue de travail Jessica Chénier-Britton, qui a orchestré ma collecte de données et qui y a aussi tenue le rôle d'évaluateur. Merci de t'être intéressée à mon projet.

Merci à mon entourage, ma famille, mes amis, mes employés et à ma douce moitié qui croient en moi et qui m'ont offert leur support tout au long de mon projet. Un merci particulier à ma tante, Diane Auger, qui a dirigé de main de maître ma clinique pendant mes 3 années d'études, sans elle, jamais je n'aurais pu y parvenir!

Finalement, je veux remercier les organismes subventionnaires suivants l'Ordre Professionnel de la Physiothérapie du Québec pour la subvention de stage de recherche offerte qui m'a donné l'occasion de me tremper dans le milieu avant de me lancer dans ma maîtrise et la subvention de la Physiotherapy foundation of Canada (Acupuncture Division Research Grant), pour la subvention accordée à mon projet de recherche.

## CHAPITRE 1 : INTRODUCTION

Dans sa pratique, le physiothérapeute est souvent confronté à des signes cliniques difficilement mesurables chez les patients souffrants de troubles d'origine musculosquelettique. Ce problème est d'ailleurs présent dans l'identification des points gâchettes (PG) chez les gens affectés par le syndrome douloureux myofascial (Gerwin 2014).

Au Canada seulement, les coûts annuels reliés aux douleurs persistantes sont estimés à environ 56-60 milliards de dollars, la majorité de ces coûts étant attribuable aux dépenses associées aux soins de santé et la perte de productivité (Wilson, Lavis, and Ellen 2015). À elles seules, les douleurs persistantes engendrent au pays des coûts qui surpassent la dépense regroupant les cas de maladie cardio-vasculaire, VIH et cancer (Lynch 2011; Wilson, Lavis, and Ellen 2015). Ces douleurs sont principalement d'origine musculosquelettique (Trough E, White A, and S. 2007; Rickards 2006). Le syndrome de douleur myofasciale, caractérisé par la présence de points douloureux appelés points gâchettes (PG), serait l'une des principales causes dans 30% à 85% des cas rapportés de douleur d'origine musculosquelettique (Mense 2010; Rickards 2009; Skootsky, Jaeger, and Oye 1989; Friction et al. 1985; Fishbain et al. 1986). Aux États-Unis seulement, il est rapporté que 23 millions de personnes souffriraient de syndrome de douleur myofasciale (Ballyns et al. 2011). Les PG peuvent être secondaires à diverses pathologies musculosquelettiques (Gerwin 2014), notamment les pathologies de l'épaule. Dans la société occidentale, la prévalence annuelle des problèmes d'épaule varie de 20 à 50% (Bongers 2001). Les douleurs à l'épaule constituent le troisième motif de consultation le plus fréquent pour cause de douleur d'origine musculosquelettique dans les consultations de première ligne en médecine (Mitchell et al. 2005). Plusieurs études démontrent une prévalence élevée des PG dans les atteintes chroniques non traumatiques de l'épaule (Albuquerque-Sendin et al. 2013; Bron, Dommerholt, et al. 2011). Dans la population de patients avec une atteinte chronique non traumatique de l'épaule (Albuquerque-Sendin et al. 2013; Ge, Fernandez-de-las-Penas, and Arendt-Nielsen 2006b; Bron, Dommerholt, et al. 2011), 85% des cas présenteraient une tendinopathie de la coiffe des rotateurs, un terme général désignant le syndrome d'accrochage sous-acromial, la tendinite, la tendinose ou la rupture partielle de la coiffe et la bursite sous-



acromiale (Ostor et al. 2005; Ge et al. 2008; Papadonikolakis et al. 2011). Des PG latents (c'est-à-dire qui ne génèrent pas de symptômes au repos, mais qui génèrent des symptômes lorsqu'ils sont stimulés, ce sujet sera élaboré davantage un peu plus loin dans ce mémoire) sont souvent présents dans les muscles stabilisateurs de l'épaule et ont des effets dévastateurs sur la kinésie de la ceinture scapulaire (Lucas 2010). L'altération des patrons de recrutement musculaire pourrait ainsi jouer un rôle important dans le développement des syndromes d'accrochage sous acromiaux et des tendinopathies non traumatiques de la coiffe des rotateurs (Sergienko and Kalichman 2015).

Ces données semblent appuyer que le PG puisse être une conséquence, mais aussi, une cause dans la physiopathologie des épaules douloureuses d'origine non traumatique. Or il n'existe actuellement aucun outil fiable, valide et accessible qui nous permette de caractériser de façon objective le PG et de mieux comprendre leur rôle contributif dans la physiopathologie des douleurs d'origine musculosquelettique en général et dans celle des épaules douloureuses d'origine non traumatique en particulier. Présentement, la mesure étalon (Gold Standard) pour le diagnostic et l'évaluation des PG en clinique demeure la palpation. Les résultats de revues systématiques récentes sur la fidélité de la palpation dans l'identification des PG (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Lucas et al. 2009; Myburgh, Larsen, and Hartvigsen 2008) convergent et les auteurs concluent que la palpation est modérément fiable. La problématique principale avec cette méthode est son manque de spécificité, de sensibilité et la nature dichotomale des observations. Le diagnostic et la caractérisation des PG sont donc évaluateur et patient dépendant, parce que la symptomatologie repose sur la perception des patients quant à la qualité, la durée, l'intensité et la distribution géographique des symptômes. Le diagnostic variera grandement selon l'expérience, l'entraînement, les habiletés palpatoires et la précision de l'évaluateur (Gerwin et al. 1997; Gerwin 2014; Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Myburgh et al. 2011). La subjectivité du diagnostic et de l'évaluation rend aussi la standardisation et la validation de la procédure palpatoire très difficile.

Le besoin de valider un outil qui soit abordable, fiable et valide pour quantifier et objectiver la présence des PG en clinique est bien réel. Ce mémoire constitue une première

étape visant à répondre à ce besoin en amorçant un processus de validation de l'appareil MyotonPro à mesurer les propriétés viscoélastiques des PG. Une étude de la validité discriminante a été réalisée en évaluant la capacité de l'appareil à détecter les différences entre les propriétés viscoélastiques d'un PG et d'un PT. Une étude de la fidélité intra-évaluateur (en comparant les mesures prises à la session 1 et 2 de chacun des évaluateurs au jour 1), inter évaluateur (en comparant les mesures prises à la première session de mesure de chacun des évaluateurs au jour 1 et au jour 2) et la fidélité en test-retest (en comparant la première session de mesure du jour 1 avec celle du jour 2 pour chacun des évaluateurs, ainsi que les erreurs standard de mesures et les changements minimums détectables) ont été retenus dans ce projet de recherche afin d'amorcer un processus de validation de l'appareil MyotonPro à mesurer les propriétés viscoélastiques des PG.

Outre ce premier chapitre d'introduction, ce mémoire comporte 6 autres chapitres. Le second chapitre porte sur la recension des écrits qui mettra l'emphasis sur les PG, leur définition; origine; étiologie, leur neurophysiologie périphérique et centrale et leur identification. Le troisième chapitre présente les objectifs et hypothèses de ce projet de recherche, le chapitre 4 présente la méthodologie, le chapitre 5 l'article scientifique décrivant les expérimentations ainsi que les résultats du projet de recherche. Dans le sixième chapitre, il est question de la discussion et l'interprétation des résultats. Enfin, le chapitre 7, la conclusion.

## CHAPITRE 2 : RECENSION DES ÉCRITS

### 2.1 Les points gâchettes

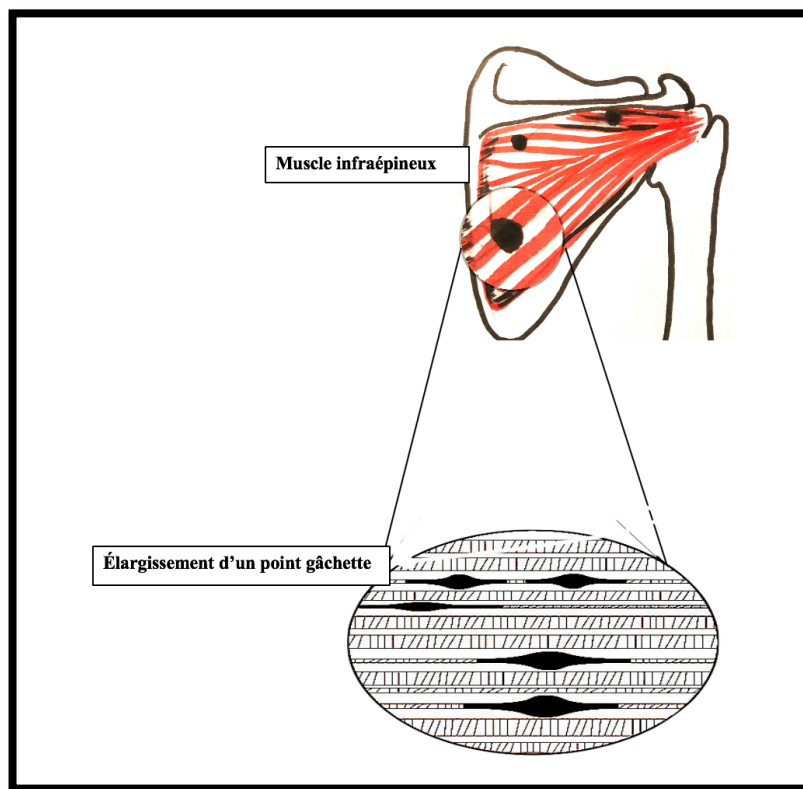
#### 2.1.1 Historique

Le terme « point gâchette » a été utilisé pour la première fois en 1940 par le Dr Arthur Steindler. C'est toutefois la Dre Janet Travell, originalement cardiologue, qui a contribué énormément au développement des connaissances sur le sujet en consacrant, dès la fin des années 40, le reste de sa carrière à des travaux de recherche portant sur la douleur musculaire. Notamment, elle a décrit avec le Dr Rinzler plusieurs patrons de douleur référée dérivés des PG et des fascias dans les années 50. Elle a ensuite publié avec David Simons en 1982 le premier volume sur les PG intitulé : *Myofascial Pain and Dysfunction : The Trigger Point Manual*. Ce livre a créé une révolution en physiothérapie quant à la compréhension des PG et la gestion des douleurs d'origine musculosquelettique (Donnelly and Simons 2019).

#### 2.1.2 Définition et présentation clinique générale

Un point gâchette selon Travell et Simons (1999) se définit comme étant *une zone hyperirritable dans un muscle squelettique qui est associée à un nodule hypersensible, palpable au sein d'une bande tendue. Le nodule est douloureux à la compression et peut donner de la douleur locale et/ou référée; des dysfonctions motrices et des manifestations autonomes*. Tous les muscles squelettiques peuvent être atteints de PG. Le PG est comparé à un « nœud de contraction » (figure 1) dans lequel un segment d'une fibre musculaire présente des sarcomères raccourcit ou contractés. Il a été démontré que les bandes tendues sont plus raides (Chen, Basford, and An 2008) et oscillent moins lorsqu'elles sont stimulées par la vibration (Sikdar et al. 2009). Les PG peuvent se développer de façon primaire suite à une surutilisation musculaire, des postures soutenues, des contractions musculaires excentriques ou des contractions musculaires soutenues sous maximales (Fernandez-de-las-Penas and Dommerholt 2014; Mense and Gerwin 2010) ou se présenter secondairement à une condition médicale (PG secondaires) comme, par exemple, des maladies systémiques, métaboliques, infectieuses, nutritionnelles, inflammatoires ou dégénératives (Gerwin 2001). Les PG secondaires peuvent aussi se développer suite de blessures traumatiques comme le « coup du

lapin » communément appelé *Whiplash* (Freeman, Nystrom, and Centeno 2009). Travell et Simons (1999) reconnaissent deux types de PG, soit les PG « actifs » ou « latents ». Un PG actif présente sans aucune stimulation, de la douleur locale et qui peut être accompagnée ou non d'une douleur référée (ressentie dans une région distale au PG). En ce qui concerne le PG latent, la douleur peut être locale ou référée, mais apparaît lorsque le PG est stimulé par la palpation, le mouvement, une contraction ou un étirement. Les PG, peu importe qu'ils soient actifs ou latents, peuvent conduire à des déficits moteurs (faiblesse musculaire, raideur), sensitifs (douleur, paresthésie) et autonomes (sudation cutanée, changement de pilosité, rougeur ou blancheur cutanée) (Dommerholt 2011; Lucas, Polus, and Rich 2004; Lucas, Rich, and Polus 2010; Ge, Arendt-Nielsen, and Madeleine 2012). Selon certains auteurs, les PG latents contribueraient à l'entrée d'afférences nociceptives au niveau de la corne dorsale de la moelle épinière en activant de nouvelles connections synaptiques, ce qui provoquerait une sommation temporelle et qui pourrait contribuer au phénomène de la sensibilisation centrale (Ge and Arendt-Nielsen 2011; Li, Shin, and Zhou 2017; Wang, Kain, and White 2008; Fernandez-de-las-Penas and Dommerholt 2014). Shah et al. (2005) et Kuan et al. (2007) expliquent que la présence d'une concentration élevée de substrats inflammatoires dans l'environnement immédiat d'un PG activerait des nocicepteurs (chémo-récepteurs) périphériques et diminuerait le seuil de douleur via une sensibilisation périphérique. Ce phénomène produirait une facilitation du système nerveux sympathique et des voies inhibitrices descendantes, et il se produirait secondairement à ceci, une sensibilisation centrale. Kuan (2007) rapporte aussi que les connections synaptiques des PG au niveau de la corne dorsale étaient plus actives que les autres connections et prédisposaient aux changements neuroplastiques et avaient tendance à démontrer plus de connections à des neurones nociceptifs. Mense (1994) mentionnait déjà que les PG produisaient une afférence constante d'influx nociceptifs au niveau de la corne dorsale de la moelle épinière et contribuaient à la propagation spatiale de la douleur. Elle rapportait que la présence de PG multiple dans un muscle ou plusieurs muscles, pouvait sensibiliser les neurones de la corne postérieure, ainsi que les structures supra spinales. Plus récemment, Niddam (2009) rapportait que la présence de PG pouvait augmenter l'activité des certaines régions du cerveau, prédisposant ainsi à la sensibilisation du système nerveux central.



**Figure 1 : Point gâchette.** Adaptation de Travell & Simons, Myofascial Pain and Dysfunction, The Trigger Point Manual p.70

Un des signes qui caractérise les PG est la douleur référée. Il a été démontré que la douleur référée des PG est un phénomène central, activé par une sensibilisation nerveuse périphérique, qui amène des phénomènes de facilitation sympathique et des dysfonctions dans les voies descendantes inhibitrices (Fernandez-de-las-Penas and Dommerholt 2014; Arendt-Nielsen, Sluka, and Nie 2008; Arendt-Nielsen and Svensson 2001; Mense 1994). Tous les muscles du corps humain peuvent être atteints de PG. Toutefois, une grande partie des recherches se concentrent sur les muscles de la région cervicale et scapulaire. Ce mémoire s'intéresse donc aux PG d'un muscle situé dans la région de l'omoplate, le muscle infraépineux.

## 2.2 Les pathologies non traumatiques à l'épaule et les PG

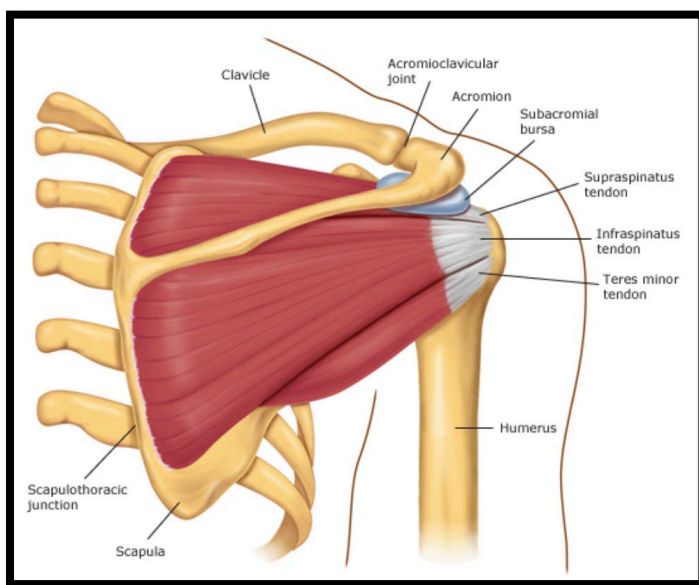
Plusieurs études démontrent une prévalence élevée des PG dans les atteintes chroniques non traumatiques de l'épaule (Albuquerque-Sendin et al. 2013; Ge, Fernandez-de-las-Penas, and Arendt-Nielsen 2006b; Bron, Dommerholt, et al. 2011)

### 2.2.1 PG et coiffe des rotateurs

La présence de PG dans les muscles de la coiffe des rotateurs (figure 2) pourrait expliquer certaines sensations douloureuses à l'épaule (Hidalgo-Lozano A. et al. 2010; Simons 2004; Bron, Dommerholt, et al. 2011), ainsi que la faiblesse et de la fatigue plus marquée des muscles atteints, en altérant leur séquence de recrutement durant les mouvements de la ceinture scapulaire (Lucas, Rich, and Polus 2010; Celik and Yeldan 2011; Ge, Arendt-Nielsen, and Madeleine 2012). Des mécanismes fautifs de recrutement musculaire mèneraient à un mauvais positionnement de la glène et/ou de l'humérus (translation antérieure et supérieure de la tête humérale et rotation inférieure et bascule antérieure de la scapula) et mènerait au développement des syndromes d'accrochage sous acromiaux (Sergienko and Kalichman 2015).

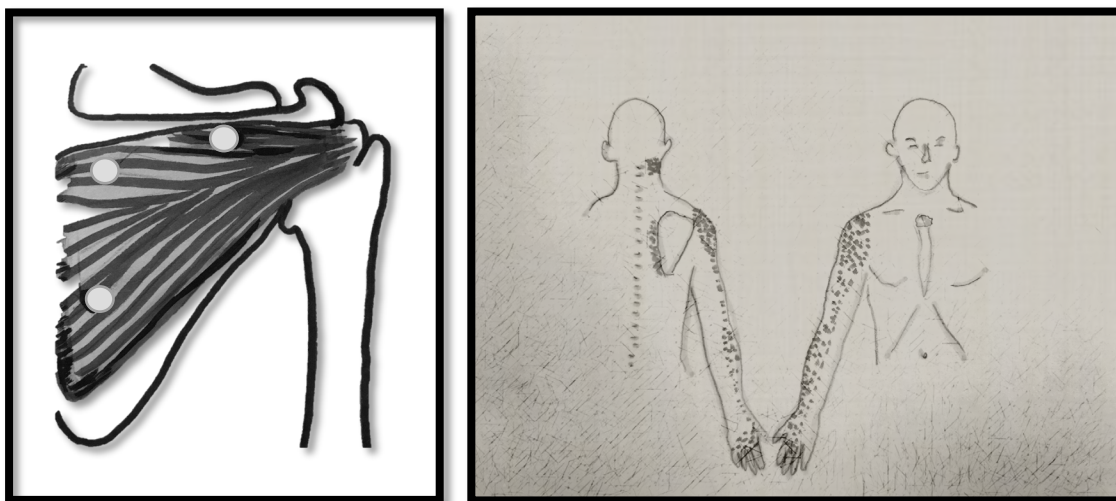
### 2.2.2 PG et muscle infraépineux

Simons et Travell en 1999, rapportaient que le muscle infraépineux était très souvent impliqué dans les problèmes douloureux à l'épaule. De façon plus spécifique, Bron et al. (2011) concluaient que 77% des 72 personnes ayant participé à leur étude et souffrant de douleur chronique non traumatique unilatérale à l'épaule présentaient un point gâchette actif dans le muscle infraépineux.



**Figure 2 :** Muscles de la coiffe des rotateurs. Figure tirée de : <https://thesebonesofmine.com/tag/skeletal-series/>. Image libre de droits d'auteurs.

Le muscle infraépineux (IE) (figure 2, 3) a comme origine la fosse infra épineuse de la région postérieure de la scapula et s'insère à la partie moyenne de la grosse tubérosité humérale. Il fait partie de la coiffe des rotateurs. Avec le petit rond, il participe à la production du mouvement de rotation latérale gléno-humérale et contribue aussi à la stabilisation active de l'humérus dans la cavité glénoïde lors des mouvements de l'épaule. Bien que l'insertion des tendons de la coiffe des rotateurs soit décrite de façon distincte, elle forme en fait une coiffe continue qui enveloppe la partie proximale de l'humérus. Ensemble, ces tendons jouent le plus important rôle de stabilisation active de l'épaule. Plus précisément, ils provoquent une force de compression à l'articulation gléno-humérale. Cette compression est d'autant plus importante lors des mouvements d'élévation du bras, alors qu'ils doivent s'opposer aux translations de la tête humérale, comme la translation supérieure provoquée par le puissant deltoïde (Sharkey and Marder 1995; Bron, Dommerholt, et al. 2011). La stabilité active est donc le résultat du contrôle neuromusculaire entre les muscles scapulo-thoraciques et ceux de la coiffe des rotateurs. Il est permis de croire que les déficits occasionnés par la présence d'un PG dans le muscle infraépineux peut compromettre cette stabilité active et contribuer au développement ou au maintien de la tendinopathie de la coiffe des rotateurs.



**Figure 3 :** Muscle infraépineux et ses zones de références (œuvre originale de Mélanie Roch)

## **2.3 Étiologie du PG**

### **2.3.1 Anatomie et physiologie du muscle squelettique**

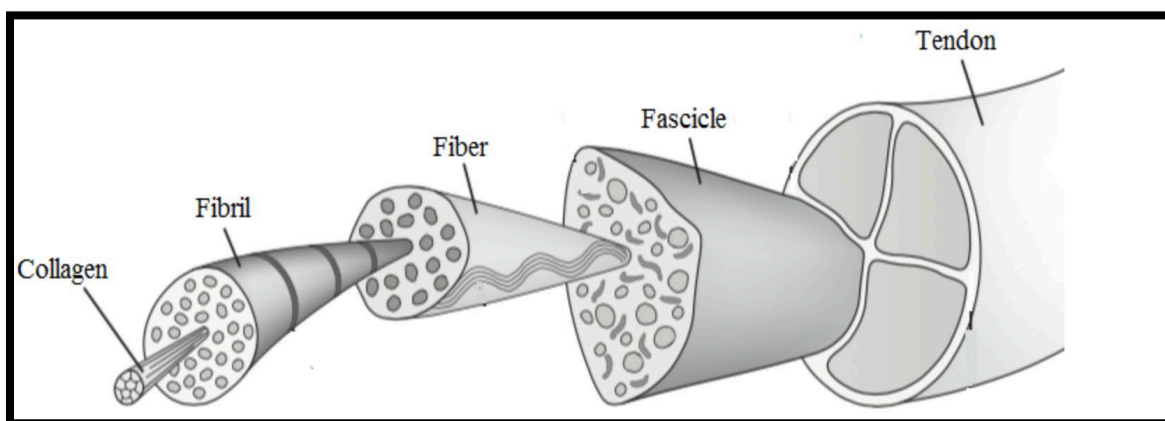
Afin de bien comprendre cette section, il est essentiel de connaître les composantes du muscle squelettique, sa structure anatomique et ses caractéristiques contractiles (Donnelly and Simons 2019)

Le muscle squelettique est composé d'un assemblage de fascicules (figure 4). Ceux-ci sont formés par des regroupements de fibres musculaires, qui sont elles-mêmes constituées de milliers de cellules musculaires appelées myofibrilles. Une myofibrille contient quant à elle de longs filaments d'actine et de myosine, qui sont organisées en régions nommées sarcomère (figure 5).

Un sarcomère est donc un segment contenu entre 2 bandes Z. Une bande Z est composée d'actine et d'une autre protéine appelée la titine (figure 5). Les fibres d'actine alignées à l'intérieur du sarcomère sont directement attachées aux bandes Z, tandis que la myosine est attachée via les molécules de titine. Chaque sarcomère est divisé en différentes zones que l'on nomme A, H et I (Figure 5). La bande I représente la zone dans laquelle la titine (figure 5) attache la myosine à la bande Z. La bande A est la région entre 2 bandes I. Cette zone contient tout le filament de myosine en excluant la titine. La bande H, est la zone centrale du sarcomère où il n'y a pas d'actine (Donnelly and Simons 2019).

Le cycle de contraction est un mécanisme au cours duquel les molécules d'actine et de myosine glissent l'une par rapport à l'autre pour former un pont (figure 7). Durant la contraction, les têtes de myosine s'unissent aux fibres d'actine et se déplacent rapidement par rapport aux fibres d'actine pour produire un raccourcissement du sarcomère.



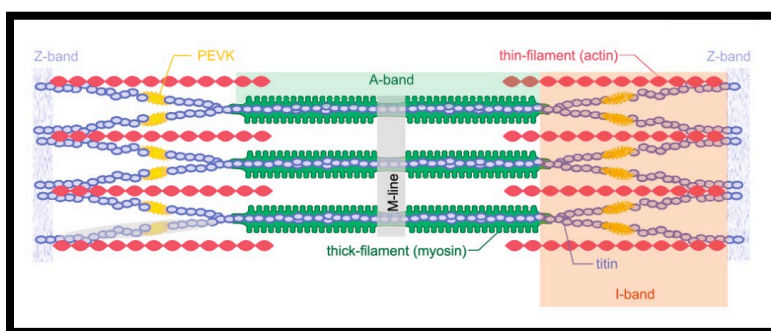


**Figure 4 :** Organisation du muscle squelettique

[https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tendon\\_hierarchy\\_and\\_organization.png](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Tendon_hierarchy_and_organization.png)  
Image libre de droits d'auteurs.

L'adénosine triphosphate (ATP) est nécessaire à cette contraction musculaire. Elle permet de briser les ponts d'actine/myosine en libérant ainsi la myosine pour la contraction suivante. Plus spécifiquement, l'ATP disponible associée à la myosine et via l'hydrolyse générée par une enzyme transforme l'ATP en ADP (adénosine diphosphate) par un processus d'hydrolyse généré par une enzyme. Ceci favorise la libération de l'énergie nécessaire pour permettre à la myosine de se dissocier de l'actine pour la contraction suivante (Donnelly and Simons 2019).

Un cycle de contraction musculaire est initié par la libération d'ions calcium ( $\text{Ca}^{2+}$ ). Les ions  $\text{Ca}^{2+}$  se lient à la protéine troponine (figure 6), qui permet de libérer les sites d'attache de la myosine sur l'actine. Lorsque les sites d'attache sur l'actine sont libérés, la myosine se lie à l'actine pour former des ponts.



**Figure 5 :** Sarcomère. Figure tirée de : <https://jeb.biologists.org/content/217/16/2825>  
Image libre de droits d'auteurs.

La contraction musculaire prend fin quand les ions  $\text{Ca}^{2+}$  retournent dans le réticulum sarcoplasmique. Durant les contractions musculaires, les neurones moteurs libèrent de l'acétylcholine (ACh), un neurotransmetteur qui active la libération des ions  $\text{Ca}^{2+}$  à la plaque motrice en s'associant à son récepteur. Quand l'ACh s'associe à son récepteur, elle provoque un potentiel d'action, qui à son tour active les canaux  $\text{Ca}^{2+}$  sensibles aux changements de voltage. Cette activation des canaux  $\text{Ca}^{2+}$  provoque un relâchement d'ions  $\text{Ca}^{2+}$  du réticulum sarcoplasmique. La libération de  $\text{Ca}^{2+}$  permet l'association des têtes de myosines pour former un pont avec l'actine et permettre une contraction (Donnelly and Simons 2019).

La contraction musculaire est le résultat d'un couplage entre un potentiel d'action électrique et une contraction musculaire mécanique. Pour que la contraction mécanique survienne, il doit y avoir une action physiologique qui permet de convertir le stimulus électrique en réponse mécanique. Tous les muscles squelettiques sont contrôlés par un neurone moteur. Le neurone moteur permet de conduire les efférences du système nerveux central (SNC) vers le muscle cible. Les signaux électriques qui voyagent dans l'axone moteur s'appellent des potentiels d'action. L'axone qui conduit le potentiel d'action est branché à la jonction neuromusculaire et se termine juste avant la fente synaptique au terminal synaptique. La région de la fibre musculaire (sarcolemme) qui interagit avec l'axone du neurone moteur se nomme la plaque motrice terminale .

L'axone moteur ne communique pas directement avec la plaque motrice, les neurotransmetteurs sont les médiums qui permettent la communication entre la plaque et le neurone dans la fente synaptique (figure 6). Les potentiels d'action permettent la libération des neurotransmetteurs des vésicules terminales vers la fente synaptique. L'ACh est le neurotransmetteur qui est libéré dans la fente synaptique et qui va se lier aux récepteurs des sarcolemmes. Cette liaison provoque l'ouverture des canaux sodium ( $\text{Na}^+$ ). La libération de  $\text{Na}^+$  dans la membrane cellulaire entraîne une dépolarisation, qui génère à son tour un potentiel d'action qui stimulant le relâchement de  $\text{Ca}^{2+}$  des réticulum sarcoplasmiques et provoque ainsi, la contraction musculaire. Une enzyme, l'acétylcholinestérase (AChE) est présente dans la fente synaptique et permet de briser l'acétylcholine pour freiner son

association à son récepteur et par le fait même arrêter la contraction musculaire (Donnelly and Simons 2019).

Le PG, décrit comme un « nœud de contraction » serait en fait des sarcomères extrêmement raccourcis dans lesquels les fibres d'actine et de myosine seraient engagées au maximum sans relâcher (Simons, Travell, and Simons 1999).

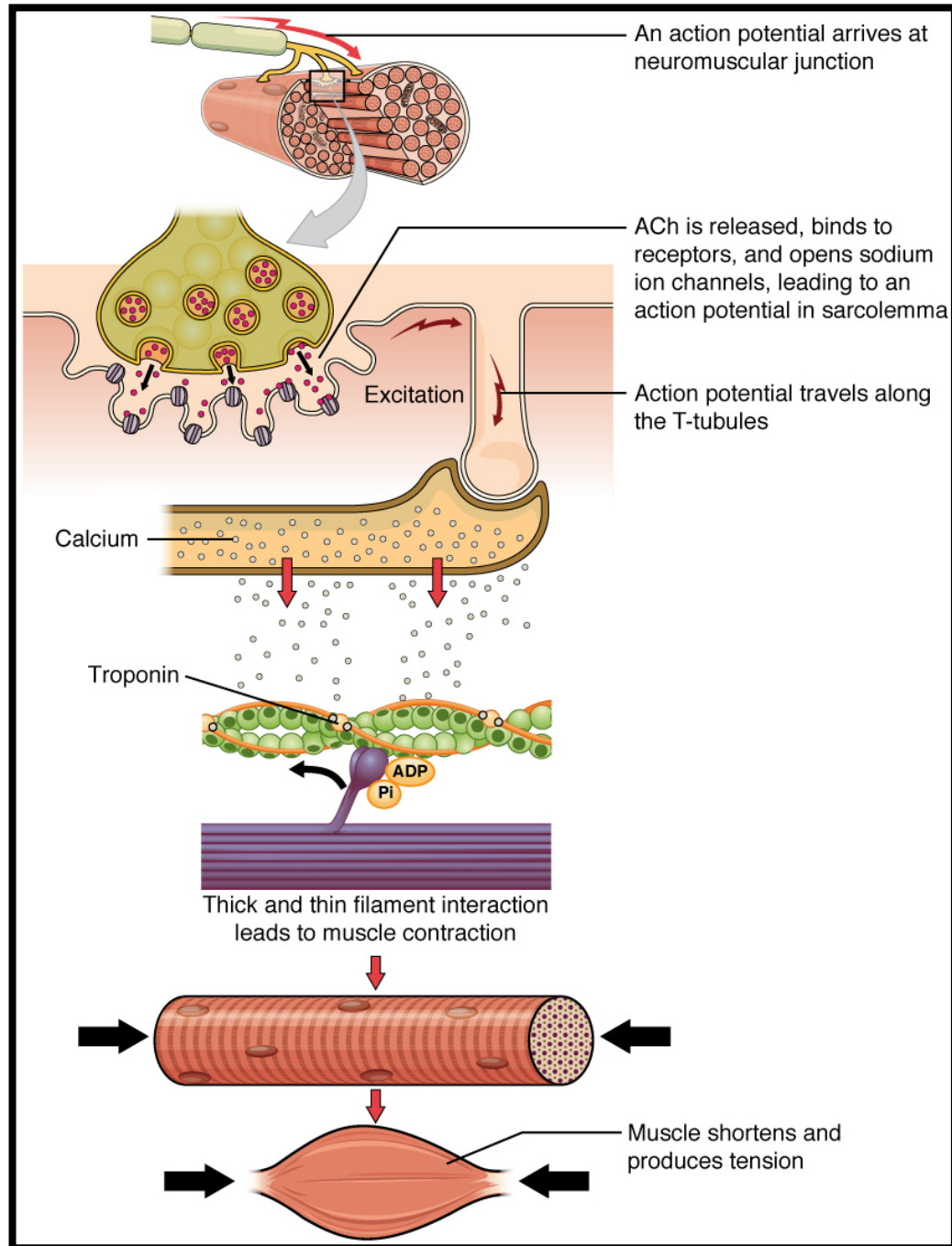
### **2.3.2 Formation du point gâchette**

Au cours des dernières décennies, plusieurs chercheurs tentent de démontrer et d'expliquer la pathogenèse des PG. Bon nombre de mécanismes peuvent causer l'apparition d'un PG: des surcharges musculaires intenses, des utilisations répétitives d'un muscle, des microtraumatismes accumulés, des situations stressantes psychologiquement, des désordres viscéraux, des gradients de pression intramusculaire mal répartis, des contractions musculaires excentriques lorsque non accoutumés en sont quelques exemples (Bron and Dommerholt 2012; Dommerholt, Bron, and Franssen 2006; Gerwin, Dommerholt, and Shah 2004).

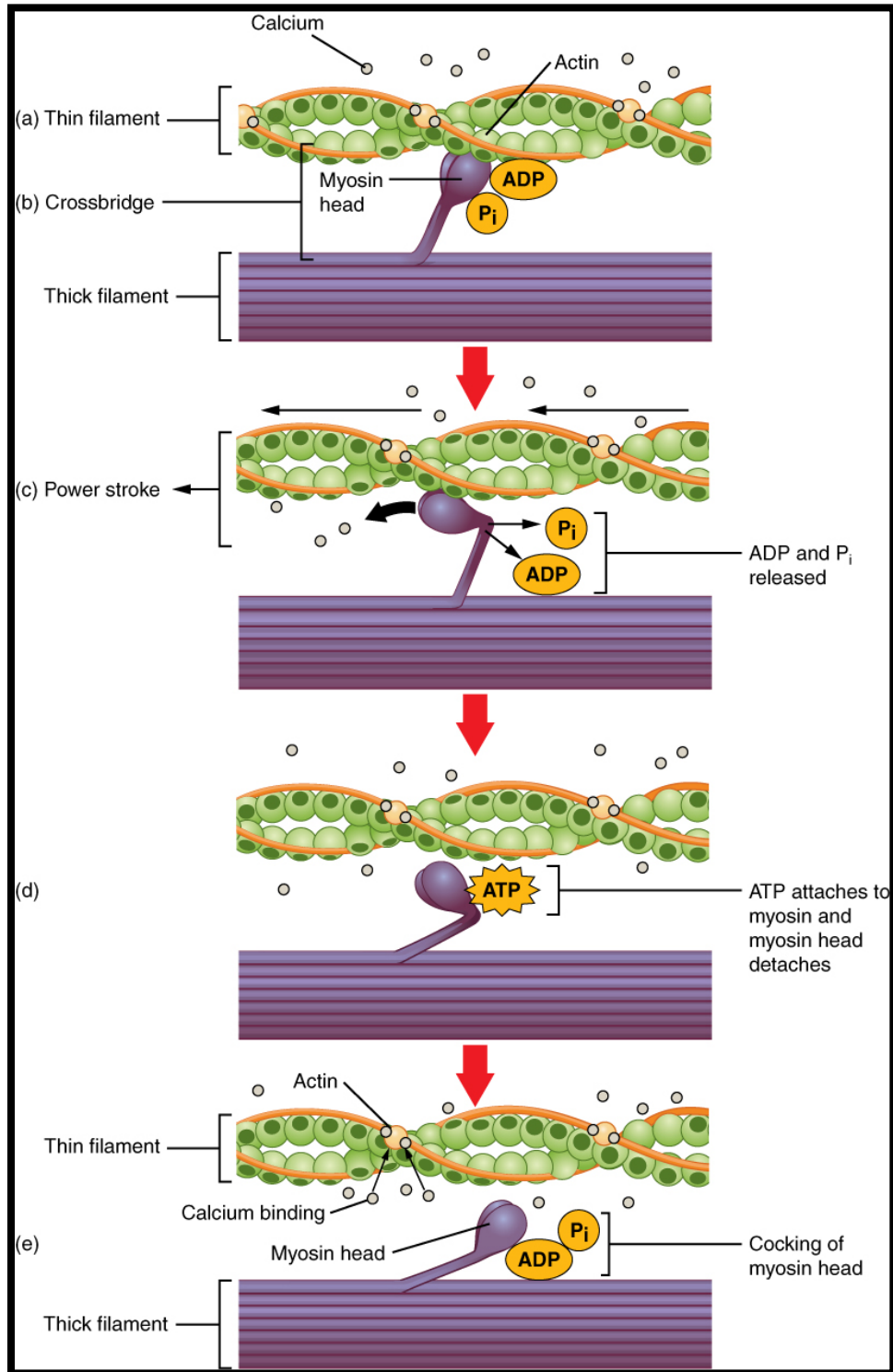
De plus, la théorie derrière la contracture de sarcomères dans la zone du PG reposerait sur certains constats, dont la présence d'ischémie dans cette zone de même que la présence de potentiels d'action et d'une activité électrique particulière au niveau du PG. Toutefois, peu d'évidences sont en faveur de ces théories (Simons and Travell 1999).

### **2.3.3 Évidences actuelles sur la compréhension des PG**

Toutes les hypothèses énoncées à ce jour sur la formation des PG sont des modèles qui n'ont pas été démontrés scientifiquement. Tel que Shah (2011) l'avait souligné, et plus récemment, Quintner et coll. (2015) rapportent que ce problème est lié à l'absence d'une mesure étalon (Gold Standard) dans l'objectivation des PG et l'incapacité à démontrer la pathogenèse (qui découle du problème d'objectivation des PG)(Quintner, Bove, and Cohen 2015; Mense 2003; Shah et al. 2008; Sikdar et al. 2009; Gerber et al. 2013; Simons, Travell, and Simons 1999; Gerwin 2014) . Les seules évidences actuellement disponibles sont les suivantes : Simons and Stolov (1976) ont démontré des sarcomères raccourcis localement



**Figure 6 :** Contraction musculaire. Figure tirée de : [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1010a\\_Contraction\\_new.jpg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:1010a_Contraction_new.jpg)  
Image libre de droits d'auteurs.



**Figure 7 :** Couplage pont d'actine-myosine. Figure tirée de : [https://en.wikipedia.org/wiki/File:1008\\_Skeletal\\_Muscle\\_Contraction.jpg](https://en.wikipedia.org/wiki/File:1008_Skeletal_Muscle_Contraction.jpg). Image libre de droits d'auteurs.

chez le chien, et interprété comme étant un nœud de contraction possiblement localisé à une jonction neuromusculaire, mais aucune étude n'a encore démontré ce phénomène chez l'humain. Plusieurs études (Hubbard and Berkoff 1993; Partanen, Ojala, and Arokoski 2010; Couppé et al. 2001) rapportent une activité électrique particulière (présence de potentiels d'actions de haute fréquence et de courte durée dans l'environnement d'un PG dans un muscle au repos) au niveau des PG, cette activité a été associée à une activité au niveau de la plaque motrice localisée près d'un PG. Le mécanisme derrière l'activité spontanée au PG demeure incompris à ce jour. Des changements biochimiques (présence de substrats inflammatoires importante dans l'environnement du PG) ont aussi été identifiés par Shah et coll. (2008; 2005) dans l'environnement physique des PG. Ces concepts seront expliqués plus longuement dans les paragraphes à venir.

## **2.3.4 Différentes hypothèses avancées sur la formation et le maintien des PG**

### **2.3.4. 1 L'hypothèse intégrée classique**

L'hypothèse intégrée combine deux sources au problème, soit métabolique et électrophysiologique. Cette hypothèse spéculative avance qu'il y aurait une augmentation de consommation d'énergie au site des PG actifs (figure 8). Cette nécessité énergétique s'expliquerait par une production et sécrétion anormale d'ACh à la jonction neuromusculaire quand le muscle est au repos. La présence excessive d'ACh à la jonction neuromusculaire déclencherait une dépolarisation soutenue de la fibre musculaire qui résulterait en un relâchement et en une récupération inappropriée de  $\text{Ca}^{2+}$  dans les réticulums sarcoplasmiques. Les ions  $\text{Ca}^{2+}$  libres entretiendraient une contraction musculaire soutenue, expliquant la demande métabolique élevée. L'activité contractile soutenue conduirait à un écrasement des capillaires responsables de l'apport en oxygène et en nutriments de cette région. D'ailleurs, Hubbard et Berkoff (1993) avaient observé des décharges électriques de basse amplitude (10-50  $\mu\text{V}$ ) avec des pointes de plus grande amplitude (jusqu'à 500  $\mu\text{V}$ ) au niveau des PG.

Travell et Simons avançaient que la combinaison d'une augmentation de la demande énergétique et d'une diminution de l'apport en nutriments et oxygène pourrait produire une crise énergétique locale. La crise énergétique locale serait responsable du mauvais

fonctionnement des pompes nécessaires au retour du  $\text{Ca}^{2+}$  dans le réticulum sarcoplasmique. Afin d'être fonctionnelles, ces pompes nécessitent l'énergie puisée dans l'ATP. Le maintien de cet état de crise et l'incapacité des pompes à retourner le  $\text{Ca}^{2+}$  libre pourraient mener au relâchement de substances neuroactives, qui sont responsables de produire une sensibilisation des terminaisons nerveuses sensitive et autonome (nocicepteurs). Ces substances algogènes stimuleraient la production d'ACh et donc entretiendraient un cercle vicieux. Si une quantité plus grande d'ACh est produite, la dépolarisation de la membrane est maintenue, entraînant la présence plus importante d'ions  $\text{Ca}^{2+}$  dans la fente synaptique.

La présence des substances neurogéniques et la contraction musculaire soutenue expliqueraient, selon l'hypothèse intégrée, la présence de douleur et de nodules palpables aux PG. L'efficacité de la toxine botulique de type A (BOTOX) dans le traitement des PG (Zhou and Wang 2014; Mense 2004) aide à supporter cette hypothèse (le BOTOX est une neurotoxine qui bloque le relâchement d'ACh à la jonction neuromusculaire). Une étude de Shah et al. (2008) ont démontré et quantifié la présence d'un environnement biochimique rempli de médiateurs inflammatoires (neuropeptides, cytokines, catécholamines bradykinine, substance P, calcitonine, facteur de nécrose tumorale  $\alpha$ , interleukine  $1\beta$ , interleukine 6, interleukine 8, sérotonine et norépinephrine) au PG. Dans cette étude, la présence des médiateurs était plus grande au niveau des PG actifs comparativement aux PG latents.

Par ailleurs, la combinaison de l'hypoxie secondaire à l'écrasement capillaire et du relâchement de substances algogènes pourrait sensibiliser des terminaisons nerveuses périphériques et autonomes. Cette sensibilisation pourrait activer des neurones de deuxième ordre, activer des neurones dormants dans la corne dorsale de la moelle épinière (Mense 1994, 2004; Kuan et al. 2007; Niddam 2009; Wang et al. 2012) et provoquer une sensibilisation centrale. L'activation de ces neurones dormants provoquerait une expansion de la zone de référence associée dans la corne dorsale, donc une augmentation de neurones récepteurs de la douleur pour la même stimulation. Ceci mènerait à de la douleur référée, une excitation prolongée des nocicepteurs et une hyperalgésie, donc une réponse douloureuse perçue dans un territoire plus grand que la zone ayant subi l'agression nociceptive initiale. Si le champ récepteur neuronal augmente au niveau de la corne dorsale, de l'information

nociceptive est alors reçue par ces neurones de zones où ils ne recevaient pas d'information auparavant. Cette activation neuronale peut même mener à de l'allodynie. Une étude de Chang & al. (Chang, Chen, and Chang 2008) a démontré qu'avec le temps, il survient une dégénérescence neuro-axonale et déficience en transmission neuromusculaire dans les muscles présentant des PG, ce qui expliquerait la dégénérescence de neurones moteurs.



**Figure 8 :** Hypothèse intégrée schématisée

#### 2.3.4.2 Hypothèse des fuseaux neuromusculaires

L'hypothèse de l'activité électrique particulière a tout d'abord été apportée par Hubbard et Berkoff (1993). Lors d'une étude expérimentale (n= 33), ils ont mesuré avec EMG (aiguille) l'activité électrique dans la zone d'un PG et dans un point témoin au sein du même muscle chez des sujets sains (n=8) et souffrants de céphalées de tension (n=25). L'activité électrique était plus élevée au sein des PG chez les 2 groupes. En 2001 Couppé et al. (2001) a repris un protocole assez similaire à Hubbard, mais cette fois-ci à l'aveugle (n=19) pour arriver à des conclusions assez similaires, il avait identifié une activité électrique spontanée dans la zone du PG qu'il associait à l'activité électrique « particulière » du PG rapportée plus tôt par Hubbard. Plus récemment, Partanen et coll. (2010) a avancé une autre hypothèse spéculative selon laquelle la bande tendue serait secondaire à un réflexe soutenu du fuseau neuromusculaire en lien avec une réaction inflammatoire intrafusale. Afin de bien

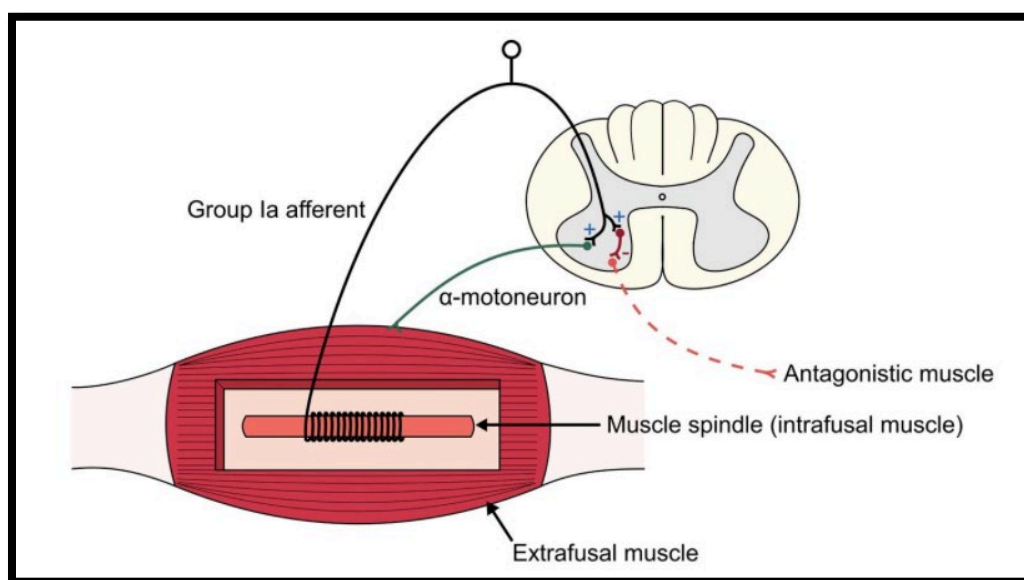


comprendre cette théorie, il est nécessaire de faire un petit rappel sur le fuseau neuromusculaire.

Les fuseaux neuromusculaires sont des mécanorécepteurs. Ils permettent d'intégrer de l'information sensorielle (information sur la position du corps et des articulations) et sont aussi impliqués dans le réflexe myotatique (réponse du muscle à son étirement). Chaque fuseau est composé de fibres intrafusales (figure 9) qui sont encapsulées dans une enveloppe de tissu conjonctif. Le fuseau neuromusculaire reçoit une innervation sensitive qui provient des fibres Ia et II, ainsi qu'une innervation motrice qui provient du neurone gamma. Les fibres I servent à renseigner le muscle sur son état d'étirement ou de repos, tandis que les fibres II ont un niveau d'activité qui est proportionnel à la quantité d'étirement que subit le muscle. Des fibres afférentes III et IV, sont des fibres avec une fonction mixte, soit mécano et chimio réceptive, elles répondent à une augmentation d'acidité et à la présence de substances algogènes en présence d'un dommage tissulaire. Le neurone moteur gamma contrôle de petits muscles qui sont situés aux extrémités du fuseau neuromusculaire, il assure qu'un étirement est constamment placé sur le fuseau, peu importe son état de raccourcissement ou d'étirement. Il maintient donc une tension constante dans le fuseau neuromusculaire (Donnelly and Simons 2019). Les mécanorécepteurs sensitifs (I et II) vont capter les changements de tension du fuseau. Le neurone moteur alpha, quant à lui, innerve les fibres musculaires responsables de la contraction musculaire volontaire (Partanen, Ojala, and Arokoski 2010).

L'hypothèse du fuseau neuromusculaire dans la formation du PG stipule que les potentiels d'actions qui avaient été identifiés par Hubbard et Berkoff et qui étaient retrouvés à la jonction neuromusculaire sont identiques à ceux retrouvés au niveau du fuseau neuromusculaire. Le fuseau neuromusculaire étant plus étendu spatialement qu'un PG, il est impossible que ces mini potentiels d'actions proviennent seulement des PG. Les potentiels d'action retrouvés dans les fibres intrafusales des fuseaux neuromusculaires sont identiques à ceux retrouvés au niveau des PG. Partanen et coll. (2010) rapportent que le neurone moteur gamma et les fibres afférentes III et IV s'activent lorsqu'une contraction musculaire est persistante et lorsque la fatigue s'installe. Dans ce cas, l'excitabilité du neurone moteur alpha

diminue (contraction volontaire). Les neurones gamma n'étant pas spécifiques à un seul fuseau, il survient alors une excitation locale. Une contraction persistante apparaît et elle génère l'apparition de substances nocigènes dans le milieu. Il s'en suit une réaction inflammatoire neurogène, une sensibilisation des fibres afférentes III et IV et une activation du neurone moteur gamma. Ce phénomène inflammatoire est assez similaire à celui qui est décrit dans l'hypothèse intégrée de Simons. La sensibilisation des fibres afférentes et efférentes provoquerait une fatigue et il s'en suivrait une crise énergétique. Cette crise énergétique provoquerait une contracture des fibres extra-fusales et une bande tendue palpable. Partanen et coll. (2010) expliquent le « twitch » comme étant le résultat d'une stimulation des fibres Ia qui activeraient la boucle réflexe avec une réponse efférente des fibres III et IV.



**Figure 9 :** Fuseau neuromusculaire. Figure tirée de : <https://step1.medbullets.com/neurology/113039/muscle-spindles--golgi-tendon-organs>  
Image libre de droits d'auteurs.

#### 2.3.4.3 L'hypothèse de Cendrillon

Présentée par Hägg (1988, 2003), l'hypothèse de Cendrillon rapporte une explication possible aux PG en raison des patrons de recrutements musculaires durant des activités demandant des contractions sous-maximales, par exemple lors de postures soutenues au travail ou dans les loisirs. L'hypothèse de Hägg repose sur le principe de Henneman et coll.

(1965), selon lequel les unités motrices dans un muscle sont recrutées dans un ordre prédéterminé. Les petites unités motrices ayant un seuil bas sont recrutées à de bas niveaux de contraction (sous maximal), avant les plus grandes unités motrices. Donc les fibres musculaires de type I sont recrutées en premier et sont maintenues actives jusqu'à ce que le muscle ait complètement relâché (analogie à Cendrillon, puisque cette dernière était la première à se lever et la dernière à aller se coucher). Elles sont constamment activées et surchargées métaboliquement et sont plus susceptibles de subir un dommage et un dérèglement calcique. Le dommage subi aux fibres de Type I provoque une ischémie, une diminution de la production d'ATP, ce qui provoque une diminution du pH, une accumulation d'ions  $\text{Ca}^{2+}$  libres et une contracture des sarcomères. Ceci entraîne comme résultante la formation de PG. La contracture des sarcomères provoque une hypoxie locale, des substances algogéniques (médiateurs inflammatoires) sont relâchées et une sensibilisation périphérique pourrait survenir. Une étude de Treaster et coll. (2006) a démontré que des contractions musculaires soutenues de basse intensité chez des travailleurs de bureau pouvaient induire la formation de PG en 30 minutes. D'autres études (Forsman et al. 2001; Waersted, Eken, and Westgaard 1996) démontrent que non seulement les contractions musculaires soutenues pouvaient créer des tensions musculaires, mais que le stress psychologique pouvait contribuer au maintien des contractions dans les unités motrices avec des seuils bas.

#### **2.3.4.4 Hypothèse neuropathique**

L'hypothèse neuropathique énoncée par Srbely et coll. (2010), stipule que des nerfs endommagés qui innervent un muscle en particulier seraient responsables du développement d'un PG. Classiquement, la douleur est expliquée comme étant un signal qui converge vers le système nerveux central et qui provient d'un tissu lésé se situant en périphérie. Dans cette hypothèse neuropathique, le PG serait donc une manifestation neurogène périphérique secondaire (hyperalgésie) à une sensibilisation spinale segmentaire.

Cannon et Rosenblueth avaient énoncé en 1949 « la loi de la dénervation », selon laquelle la fonction et l'intégrité de toutes les structures innervées sont dépendantes des influx nerveux (électriques et axoplasmiques) pour avoir un fonctionnement optimal. Quand le flux

est dérangé, les structures sont privées des nutriments nécessaires au maintien de la fonction cellulaire. Les structures deviennent alors très irritables et développent de l'hypersensibilité.

Dans cette hypothèse, les auteurs assumaient qu'une stimulation anormale ou un seuil abaissé du système nerveux sympathique provoquait un relâchement excessif d'ACh en périphérie dans les structures innervées par ce segment spinal. Ceci pouvait avoir comme effet de générer et maintenir la formation de points gâchettes.

#### **2.3.4.5 Hypothèse de Jafri**

Jafri (2014) s'est penché sur le fait qu'aucune théorie sur la formation et le maintien des PG n'est en mesure d'expliquer ce que nous connaissons actuellement sur les PG. Il nous apporte un modèle théorique qui tente d'expliquer la bande tendue et le maintien de son état d'hypercontraction.

Selon lui, une activité musculaire augmentée génère la formation de dérivés réactifs de l'oxygène tel que des ions hydrogène ( $H^+$ ). Ces ions libres sont à l'extérieur de la mitochondrie. La présence de ces ions abaisse le pH intracellulaire et entraîne une diminution de la capacité de la mitochondrie à récupérer les ions libres. En situation normale, ces ions seraient récupérés et transformés par la mitochondrie en eau et en oxygène. Dans cette situation, des niveaux élevés de  $Ca^{2+}$  sont maintenus, ce qui engendre un raccourcissement des sarcolemmes et donc, la formation et maintien des PG.

Cette hypothèse explique en partie la crise énergétique décrite initialement par Simons (1999) dans l'hypothèse intégrée, parce que la présence des ions libres amènerait une dysfonction de mitochondrie et une diminution de la quantité d'ATP disponible.

#### **2.3.4.6 Polymorphisme des récepteurs $Ca^{2+}$ et mutation des récepteurs $K_{ATP}$**

Selon cette hypothèse, il pourrait y avoir des mutations des récepteurs  $Ca^{2+}$ , ce qui maintiendrait les canaux calciques ouverts plus longtemps et permettrait à plus de  $Ca^{2+}$  de s'échapper des réticulums sarcoplasmiques et ainsi envahir le cytosol. Il existerait plus de

100 types de morphisme des canaux qui pourrait expliquer une quantité excessive de  $\text{Ca}^{2+}$  libre (Cifelli et al. 2007).

Un peu comme pour les canaux calciques, une mutation des récepteurs  $\text{K}_{\text{ATP}}$ , pourrait provoquer une augmentation de la quantité de  $\text{Ca}^{2+}$  libre dans le cytosol et augmenter les chances de formation d'ions libres  $\text{H}^+$ . Ce changement au niveau des récepteurs amènerait une perte de la régulation du  $\text{Ca}^{2+}$ , donc une hyper contracture persistante, un dommage musculaire et une déplétion de l'ATP disponible pour briser ce cycle de contraction (Scott et al. 2016).

## **2.4 Identification, évaluation et quantification des PG**

### **2.4.1 Palpation**

Dans le domaine de la médecine et de la physiothérapie musculosquelettique, les cliniciens sont souvent confrontés à des signes cliniques qui sont difficilement objectivables. Ceci est particulièrement vrai dans le cas de l'évaluation des PG (Fishbain et al. 1986). À ce jour, la palpation est le geste clinique le plus reconnu et utilisé pour repérer les PG sur un muscle squelettique (Al-Shenqiti and Oldham 2005; Simons 2004). Les résultats de revues systématiques récentes sur la fidélité (inter et intra évaluateur) de la palpation dans l'identification des PG (Lucas et al. 2009; Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Myburgh, Larsen, and Hartvigsen 2008) (tableau 1) convergent et les auteurs concluent que la palpation est modérément fiable, sauf lorsque les évaluateurs sont expérimentés et/ou entraînés (tableau 1). Même dans ce cas, la fidélité (inter et intra-évaluateurs) atteint un niveau modéré à élevé (Barbero et al. 2012; Mayoral Del Moral et al. 2018; Mora-Relucio et al. 2016; Myburgh et al. 2011) mais ne fournit aucune donnée objective sur le PG qui permette de le quantifier lors du diagnostic et suite aux interventions. Les revues systématiques qui ont fait mauvaise presse à la fidélité de la palpation des PG semblent ne pas avoir pris en considération l'expérience et l'entraînement des évaluateurs (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Lucas et al. 2009; Myburgh, Larsen, and Hartvigsen 2008).

Étude	Coefficients de corrélation
Myburgh 2008	$\kappa = 0,15 - 0,50$
Lucas 2009	$\kappa = 0,46$
Rathbone 2017	$\kappa = 0,45$
Myburgh 2011	$\kappa = 0,63$
Barbero 2011	CCI=0,62-0,81
Mora-Relucio 2016	$\kappa \geq 0,56 - 0,67$
Mayoral 2018	$\kappa \geq 0,71$

**Tableau 1 :** Résumé des coefficients de corrélation des études sur la fidélité inter-évaluateurs de la palpation des PG

Plusieurs revues de la littérature (Gerwin 2001; Shah et al. 2015; Myburgh, Larsen, and Hartvigsen 2008; Myburgh et al. 2011) rapportent que les critères diagnostiques utilisés pour identifier les PG sont insuffisants ou sous rapportés. Pour citer Travell et Simons (1999), « *il n'y a clairement aucun critère diagnostique pris seul qui est satisfaisant dans le diagnostic des PG* ». Selon ces auteurs, la combinaison d'une zone/nodule douloureux dans une bande tendue de muscle, qui reproduit la douleur du patient, est le minimum acceptable pour identifier un PG. Gerwin, dans un rapport qu'il a publié (2001), suggère d'utiliser les critères les plus fiables, qui sont, selon lui, la sensation de douleur référée et la présence d'un sursaut du patient lorsque le PG est palpé. Rathbone et coll. (2017) rapportent que les critères les plus fiables pour identifier un PG sont la localisation de la douleur ( $\kappa = 0,676$  ; IC95% [0,580-0,772]) et l'identification de la douleur connue du patient ( $\kappa = 0,575$  ; IC95% [0,426-0,724]). L'intensité de la douleur provoquée à la palpation perçue par le patient, ainsi que la sensation de bande tendue ressentie par le clinicien serait donc les critères cliniques recherchés pour établir un diagnostic. Or le caractère dichotomique (présence ou absence) de ces critères et leur appréciation subjective, autant de la part du clinicien que du patient, expliquent en partie l'absence de consensus qui plane toujours quant aux critères diagnostiques. Ceci pose problème pour mesurer l'effet des interventions et pour objectiver l'évolution de l'état du patient. Heureusement, l'évaluation de la douleur perçue est devenue plus consensuelle au fil des années, en partie grâce aux recommandations d'experts qui

permettent une mesure rigoureuse et multidimensionnelle de la douleur (Dworkin et al. 2005).

Toutefois, la quantification de la bande tendue ou du nodule ressentie par le clinicien lors de la palpation d'un PG demeure un défi et le présent projet de recherche cible ce critère. La littérature fait état de quelques outils qui pourraient quantifier la viscoélasticité des PG, mais un frein à l'accessibilité est présent pour la plupart d'entre eux.

#### **2.4.2 Échographie**

La littérature rapporte qu'il est possible d'objectiver les bandes tendues et les secousses musculaires par échographie (Gerwin et al. 1997; Sikdar et al. 2009; Sikdar et al. 2008). Dans l'étude de Sikdar et coll. (2008), les auteurs utilisent une nouvelle technique combinant vibration et sono échographie pour identifier des PG dans le trapèze supérieur. À l'échographie, ils arrivaient à identifier les PG qu'ils avaient palpés et ceux-ci se présentaient sous forme de région focale d'apparence elliptique hypoéchoïque. Dans une autre étude des mêmes chercheurs (Sikdar et al. 2009), une zone hypovasculaire dans la région du PG par ultrasonoélastographie a été observée. Les techniques d'échographie permettent maintenant d'identifier les PG qui ne pouvaient être localisés que par palpation dans le passé, mais Khumbhare et coll. (2016) rapportent que l'échographie s'avère être une mesure trop coûteuse et non fiable pour une utilisation clinique dans l'identification des PG. La critique de Kumbhare quant à la fidélité de la technique fait référence au manque de contraste des images. Il rapporte que plus d'études doivent être faites sur les contrastes (gris) pour optimiser la technique. Une fois que des images de qualité seront obtenues, des études sur la standardisation de la procédure et sur la fidélité intra et inter opérateurs devront être faites afin de pouvoir utiliser l'échographie conventionnelle comme technique d'identification des PG. En ce qui concerne les techniques d'échographies combinées à la vibration (élastographie), Kumbhare et coll. (2016) rapportent qu'elles permettent d'identifier la localisation du PG, car cette zone vibre moins que le reste du tissu, mais qu'il manque actuellement d'études pour parfaire et approfondir les protocoles d'acquisition d'images et de standardisation, avant de pouvoir en faire une utilisation clinique fiable.

### 2.4.3 Résonnance magnétique

Chen et al. (2008) démontrent que la résonnance magnétique avec élastographie (IRME) était valide (validité discriminante) dans l'identification des bandes tendues qui contiennent les PG. La IRME utilise un procédé assez similaire à l'échographie combinée à vibration que Sikdar a utilisé dans son étude en 2009. Il s'agit d'une image par IRM combinée à une induction de vibration via un vibreur électromécanique. Les ondes voyagent plus rapidement dans les tissus indurés ou tendus, ce qui permet de distinguer les bandes tendues des tissus sains à l'IRM. Leur étude a révélé qu'il était possible de quantifier et détecter les bandes tendues par IRME (les bandes tendues dans lesquelles ont été identifiés des PG ont démontré une raideur statistiquement significative (50-100%  $p=0,01$ ), lorsque comparées aux tissus sains). Avant cette étude, les bandes tendues pouvaient être identifiées que par l'examen physique. Malheureusement cette méthode de mesure est beaucoup trop coûteuse pour être utilisée dans un contexte clinique et n'identifie pas proprement dit le PG, mais plutôt la bande tendue dans laquelle il est contenu.

### 2.4.4 Électromyographie

Simons et Travell nomment l'activité électrique particulière qui est retrouvée à la jonction neuromusculaire du PG le « end plate noise » (le bruit de la jonction neuromusculaire). L'étude de Hubbard et Berkoff (1993) confirme les avancements de Weeks et Travell (1957) et les auteurs démontrent que l'activité électrique particulière au PG était continue et de basse amplitude, avec des décharges occasionnelles de haute fréquence. Lorsqu'il y a un déplacement effectué à 1 cm ou plus du PG ou de la bande tendue, il n'est plus possible d'enregistrer cette activité électrique (Hong and Simons 1998). Les potentiels constants d'ondes négatives monophasiques de 50 $\mu$ V se nomment des mini potentiels de la jonction neuromusculaire (miniature end plate potentials). Certains auteurs stipulent que ces « mini potentiels » sont le résultat d'un relâchement spontané d'ACh à la jonction neuromusculaire (Kuan et al. 2002). Selon Kuan et coll. (2007), la quantité de bruit perçu à la jonction neuromusculaire serait directement corrélée au niveau d'irritation du PG, mesurée par algométrie (mesure du seuil de douleur à la pression ou « pressure pain threshold »). Donc l'activité électrique est moindre dans les PG latents comparativement aux PG actifs.



Malheureusement, l'électromyographie intra-musculaire n'est pas utilisée par les cliniciens dans l'identification des PG, car elle est invasive, non disponible, trop coûteuse et moins efficace que la palpation. La palpation des PG est beaucoup plus rapide et permet de détecter des PG situés en profondeur.

#### **2.4.5 Algométrie à pression**

L'algométrie par pression consiste à prendre la mesure du seuil d'apparition de la douleur en utilisant une sonde à partir de laquelle on applique une pression perpendiculairement à la peau au-dessus du PG. Lorsque la personne rapporte une sensation douloureuse, une lecture en kilogrammes ou en newtons est prélevée de l'appareil. L'appareil est très simple d'utilisation et constitué d'un ressort. Plusieurs limitations ont été observées quant à l'utilisation de cet appareil. En effet, la réponse douloureuse ne donne pas d'information sur la source de douleur, l'épaisseur des tissus sous-cutanés joue un rôle important dans la perception de la douleur, l'appréciation de la douleur est une expérience subjective et variable et, finalement, l'utilisation de cet appareil demande de l'expérience et un certain entraînement afin de donner des mesures valides (Vanderweeen et al. 1996). Dans les meilleures conditions, l'appareil peut tout de même donner des mesures qualifiées de bonnes à modérément fiables (intra-évaluateur CCI 0,64-0,93) (Fischer 1987; Vanderweeen et al. 1996).

#### **2.4.6 Biochimie**

Shah et al. (2008; 2005) documentent l'environnement biochimique des PG à l'aide d'une aiguille à micro dialyse placée dans le trapèze supérieur. À l'aide de l'aiguille, les auteurs prélevaient des échantillons de sérum physiologique avant, pendant et après une secousse musculaire dans le muscle afin d'analyser le contenu. Ils notent une concentration plus importante de protons, de bradykinine, de calcitonine peptide, de substance P, de facteur  $\alpha$  (nécrose tumorale), d'interleukine-1 $\beta$ , de sérotonine et de norépinephrine dans les PG actifs, ainsi qu'un pH beaucoup plus bas, témoignant d'un milieu acide. Les prélèvements de sérum physiologique ne peuvent être utilisés comme méthode diagnostique dans une clinique de physiothérapie, car il nécessite du personnel spécialisé et des analyses de laboratoire.

## 2.5 Le MyotonPro pour mesurer la viscoélasticité des PG

En biomécanique des tissus, la viscoélasticité englobe diverses propriétés, dont le tonus, l'élasticité et la raideur (Magnusson 1998; Gajdosik 2001). Le tonus représente l'état de tension du muscle lorsqu'il est au repos. Le tonus comprend une composante active liée à l'activité contractile involontaire du muscle (par exemple, l'activité électrique des unités motrices et les spasmes pathologiques) et une composante passive, qui découle des propriétés viscoélastiques intrinsèques des tissus non contractiles (Simons and Mense 1998; Masi and Hannon 2008). L'élasticité est une caractéristique qui est définie par la capacité d'un tissu à retrouver sa forme initiale lorsqu'il subit une déformation suite à l'application d'une force externe (Masi and Hannon 2008; Magnusson 1998; Simons and Mense 1998). La raideur du muscle est représentée par la variation de la déformation d'un tissu en fonction de la contrainte qui lui est appliquée (Roja et al. 2006; Panjabi 1992; Masi and Hannon 2008).

Le MyotonPro (Myoton SA, Tallin, Estonia), est un appareil portatif et qui peut facilement être utilisé en clinique pour mesurer les différences de tension, raideur et élasticité dans un muscle squelettique. La littérature démontre que cet outil procure une mesure objective et non invasive des propriétés viscoélastiques du muscle squelettique (Bizzini and Mannion 2003; Leonard et al. 2003). Le principe de l'appareil consiste à appliquer une impulsion mécanique de courte durée (15ms) et de faible intensité (0,58N) sur la peau, à la surface du muscle, à l'aide d'une sonde (figure 10). La réponse tissulaire obtenue suite à cette impulsion engendre un signal qui est enregistré et un logiciel permet de le traiter pour produire un graphe d'accélération. À partir du graphe d'accélération, l'appareil nous donne des mesures de différentes propriétés viscoélastiques et biomécaniques du muscle, soit le tonus (qui sera exprimé en Hz), l'élasticité (décrément de l'onde d'oscillation) et la raideur (qui sera exprimée en N/m) (voir figure 3 de l'article). Le Myoton a initialement été développé pour évaluer la compliance des tissus chez des individus avec une atteinte du neurone moteur supérieur, dans le but de mesurer l'efficacité des interventions destinées à diminuer la spasticité (Chuang, Wu, and Lin 2012; Lidström et al. 2009). Plusieurs études démontrent la validité et la fidélité de l'appareil à mesurer des raideurs musculaires chez différentes populations. Il a été validé chez des personnes saines (Bizzini and Mannion 2003;

Davidson et al. 2017; Leonard et al. 2003; Kerins et al. 2013), chez des populations neurologiques (Chuang, Wu, and Lin 2012; Lidstrom et al. 2009) et chez des athlètes (Pruyn, Watsford, and Murphy 2016; Pamukoff et al. 2016). Toutes ces études mesurent, à l'aide du MyotonPro, les propriétés viscoélastiques des ventres musculaires des muscles squelettiques. Les résultats obtenus sont de bons à excellents (coefficients de corrélation intra-classe (CCI) allant de 0,670-0,990 pour la fidélité intra-évaluateur; 0,620-0,960 pour la fidélité inter-évaluateurs et 0,340-0,930 pour le test-retest). Le MyotonPro est un appareil peu coûteux, comparativement aux appareils diagnostiques présentés plus tôt, il est facile d'utilisation et ne présente aucun inconvénient pour le patient. À ce jour, les qualités métrologiques du MyotonPro pour mesurer la viscoélasticité d'une zone focalisée d'un muscle, telle qu'un PG, ne sont pas connues et demeurent inexplorées.



**Figure 10 :** Appareil MyotonPro. Avec la permission de Aleko Peipsi, Myoton.

## 2.6 En résumé

Les points gâchettes (PG) jouent un rôle important dans les douleurs chroniques, particulièrement chez des personnes souffrant de douleur chronique non traumatique à l'épaule. En clinique, la palpation est utilisée pour évaluer la présence de ces PG et investiguer l'effet des traitements visant à réduire leur tension. Toutefois, la palpation demeure une appréciation subjective plus ou moins fiable. Selon Shah (2015) et Bron (2011), l'étiologie et la physiopathologie des PG demeure spéculative en raison du manque de techniques d'évaluation objectives qui nous donnerait plus d'information que leur présence ou absence. Toutefois, dans les écrits les hypothèses suggèrent que les PG devraient présenter un tonus et une raideur plus élevée et une élasticité moindre (Chen, Basford, and An 2008; Sikdar et al. 2009; Donnelly and Simons 2019). L'échographie est sensible et spécifique dans

l'identification des PG, mais s'avère être une technique trop coûteuse pour une utilisation clinique; l'IRM est fidèle dans l'identification des bandes tendues, mais demande un personnel qualifié et les coûts d'utilisation sont encore une fois trop onéreux pour une utilisation clinique et finalement l'algométrie à pression est modérément fiable, car le principe repose sur une appréciation subjective de la douleur.

Il existe donc un réel besoin de valider un outil procurant une mesure objective de la tension d'un PG qui soit accessible aux cliniciens. Le MyotonPro semble être un outil intéressant, mais ses qualités métrologiques pour quantifier un PG restent à être documentées

## **CHAPITRE 3 : OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES**

### **3.1 Objectifs de l'étude**

#### **3.1.1 Objectif principal**

L'objectif principal est d'évaluer les propriétés métrologiques du MyotonPro à mesurer la viscoélasticité d'un PG dans le muscle infraépineux chez des personnes avec douleur chronique non traumatique à l'épaule.

#### **3.1.2 Objectifs secondaires**

1. Vérifier si l'appareil MyotonPro permet de mesurer une différence entre les mesures de viscoélasticité d'un PG localisé sur le muscle infraépineux et celles d'un PT localisé sur une zone détendue de ce même muscle chez des personnes avec atteinte unilatérale non traumatique de l'épaule (validité discriminante).

2. Évaluer la fidélité intra-inter évaluateur et test-retest (inter-jour) de la procédure de mesure de la viscoélasticité des PG mesurés avec le MyotonPro.

### **3.2 Hypothèses**

1. Comme un point gâchette fait partie d'une bande de fibres musculaires tendues, il est attendu que le MyotonPro discriminera la viscoélasticité du PG de celle du PT ; le tonus et la raideur seront plus élevés pour le PG alors que son élasticité sera moindre ;

2. Puisqu'à notre connaissance aucune étude n'a évalué la fidélité du MyotonPro à mesurer les propriétés viscoélastiques d'un PG, nous émettons l'hypothèse, avec l'appui de nos données préliminaires, que la fidélité intra évaluateur et la fidélité inter évaluateurs seront excellentes et la fidélité test-retest (jour) sera bonne à excellente. Les valeurs des coefficients de corrélation intra-classe seront  $> 0.7$  (Cicchetti 1994). Ce seuil arbitraire a été sélectionné car il existe actuellement peu de données dans la littérature en ce qui concerne la fidélité des outils pour mesurer les PG, la plupart des études qui ont évalué des outils potentiels sont à des stades assez précoces de validation, aucune valeur de fidélité n'a encore été rapporté dans la littérature. Le seuil arbitraire de 0,7 semble être adopté par certains auteurs dans ce cas précis (Schambra et al. 2015).

## **CHAPITRE 4 : MATÉRIEL ET MÉTHODE**

La méthodologie est présentée dans ce chapitre sous forme détaillée et complète. Un résumé de ce chapitre est présent dans la section de l'article scientifique intitulé « Material and Methods ». Les résultats seront présentés sous forme d'article dans le chapitre 5.

### **4.1 Dispositif de recherche**

Le dispositif qui a été utilisé pour répondre aux objectifs de ce projet est une étude descriptive analytique de validation.

### **4.2 Population, échantillon et recrutement**

#### **4.2.1 Population cible et accessible**

La population cible était représentée par des personnes âgées entre 18 et 65 ans du Québec. La population accessible était représentée par des personnes âgées entre 18 et 65 ans vivant dans la région de l'Estrie et de la Montérégie, présentant de la douleur à l'épaule en raison d'une atteinte non traumatique et ayant au moins un PG dans le muscle infraépineux (actif ou latent).

#### **4.2.2 Échantillon**

Un échantillon non probabiliste de 35 participants a été constitué à partir de la population accessible. La taille de l'échantillon avait été calculée sur la base d'une différence standardisée de 0,5 (différence standardisée moyenne), d'une puissance statistique de 80%, d'une erreur alpha de 5%. Un effet standardisé moyen avait été retenu puisqu'aucune étude similaire n'avait été réalisée par le passé. Ainsi aucun appui empirique ne permettait d'estimer la différence et la variance nécessaires au calcul de taille de l'échantillon. Il est à noter que nous avons réalisé une étude pilote sur les membres de l'équipe de recherche en décembre 2016 (n=9) afin de vérifier si l'appareil MyotonPro semblait pouvoir mesurer de façon fiable des PG latents retrouvés dans différents muscles chez des sujets sains. Deux séries de mesures consécutives des propriétés viscoélastiques avaient été prises par 2 évaluateurs indépendants, pour 5 groupes musculaires différents (gastrocnémiens, fibulaires,

extenseur commun des doigts, brachio-radial, infraépineux) sur des PG latents et des CCI (type 3) avaient été calculés pour vérifier la fidélité relative en intra-évaluateur (résultats non publiés). Ces résultats préliminaires nous avaient permis de nous guider sur le seuil visé des CCI et de déterminer nos paramètres pour le calcul de taille d'échantillon. Selon nos calculs un échantillon de 34 participants avait été retenu. Nous nous sommes assurés que la taille échantillonnale était suffisante pour atteindre nos objectifs en lien avec la fidélité en utilisant la méthode suggérée par Walter et coll. (1998). Selon ce modèle, un échantillon d'au moins 32 participants devait être recruté pour démontrer statistiquement avec 2 évaluateurs indépendants que tous les CCI seraient  $>0,70$  et différents d'un CCI  $< 0,40$ . Finalement une taille d'échantillon. Au final 35 participants ont été retenus en considérant une perte possible de 5% au deuxième jour de collecte.

#### **4.2.3 Critères d'inclusion**

**Pour être inclus dans cette étude, les participants devaient :**

- 1) Avoir une douleur unilatérale à l'épaule (au moins 1/10 à l'échelle numérique analogue) depuis plus de 3 mois, d'origine non traumatique locale ou référée sur le territoire du muscle infraépineux décrit par Travell & Simons 1999
- 2) Présenter les critères diagnostiques essentiels des PG tel que décrits par Travell & Simons (1999) et ceux relevés par Rathbone (2017) et Gerwin (2001), qui sont : une bande tendue palpable, de la douleur sur un nodule de la bande tendue et/ou un sursaut, lorsque palpé, l'identification de la douleur connue du patient par compression du nodule ou de la douleur référée sur le territoire décrit par Travell & Simons pour le muscle infraépineux (1999).

#### **4.2.4 Critères d'exclusion**

Les participants présentant les conditions suivantes étaient exclus de l'étude :

1. Diagnostic de capsulite, cancer, métastase
2. Chirurgie à l'épaule, thorax ou mastectomie
3. Fracture d'un os de l'épaule
4. Radiculopathie C4-C5 ou C6
5. Profil ostéoporotique connu (ostéodensitométrie positive)

## 6. Atrophie trop importante de la fosse infra épineuse (épaisseur du muscle <10mm)

### 4.3 Recrutement

Les stratégies de recrutement qui avaient été retenues étaient toutes indirectes. Le recrutement s'est fait par l'entremise d'affiches (Annexe 4) qui avaient été apposées sur les babillards de la faculté de médecine et des sciences de la santé (FMSS) de l'Université de Sherbrooke et dans des cliniques de physiothérapie de la région. Une annonce dans une page Facebook du projet avait aussi été créée et partagée. Les personnes intéressées étaient invitées à contacter l'étudiant responsable de l'étude afin de vérifier leur admissibilité à participer. Les personnes étaient informées qu'il était possible qu'elles ne puissent pas participer à l'étude s'ils ne satisfaisaient pas aux critères d'admissibilité. La personne devrait consentir verbalement à se déplacer afin qu'un physiothérapeute de l'équipe puisse confirmer les derniers critères d'inclusion lors de la rencontre.

### 4.4 Variables

Pour cette étude, la variable dépendante est la viscoélasticité mesurée sur un PG et un PT sur le muscle infraépineux et elle est caractérisée par les paramètres suivants : le tonus au repos (Hz), l'élasticité (coefficient du taux de variation), la raideur (N/m) (Magnusson 1998; Gajdosik 2001). Ces propriétés seront mesurées à l'aide du MyotonPro. La méthode pour prendre ces mesures était la suivante :

1) le MyotonPro était placé sur la peau et tenu de façon stable et perpendiculaire au plan du point (PG ou PT) mesuré. Lorsque l'appareil était positionné correctement, une lumière verte s'allumait et l'appareil envoyait 5 impulsions mécaniques de 0,58N sur le point mesuré à l'aide d'un petit levier situé à son extrémité (figure 10);

2) la réponse du tissu à chacune des impulsions était enregistrée à l'aide d'un graphe d'accélération (figure 3 de l'article) fournissant des paramètres de fréquence d'oscillation, de décrémentation et de rigidité. La fréquence d'oscillation (Hz) détermine le tonus au repos: plus elle est élevée, plus le tonus est élevé. Le décrétement logarithmique d'amortissement des oscillations quantifie l'élasticité (coefficient du taux de variation), l'élasticité étant



inversement proportionnelle au décrement des oscillations. La rigidité (N/m) est définie comme étant la résistance du muscle à la force qui tente de le déformer et elle est estimée comme suit:  $\text{rigidité} = m (\Delta \text{amax} / \Delta l)$ , où  $m$  est la masse du levier qui émet l'impulsion mécanique;  $\text{amax}$  est l'amplitude maximale de l'oscillation et  $l$  est la déformation, à savoir la mesure du déplacement le plus profond du tissu déformé par le levier. Afin que les données soient enregistrées, l'évaluateur devait s'assurer que le coefficient de variation (CV) soit  $<3\%$ . Si le CV était  $>3\%$  pour un des paramètres, les mesures devaient être reprises pour le point.

#### 4.5 Déroulement de l'étude

La procédure expérimentale se déroulait au laboratoire Physius, situé au Centre de recherche du Centre hospitalier de l'Université de Sherbrooke (CRCHUS) et dans 2 cliniques de physiothérapie, Performance Santé de Magog et Physio Proactif de Chambly. À leur arrivée, les personnes étaient accueillies par un membre de l'équipe de recherche qui agissait à titre d'assistant de recherche. La présence de PG dans le muscle infraépineux était ensuite confirmée pour établir l'admissibilité de la personne à participer à l'étude. Ceci était réalisé par un physiothérapeute (nommé Évaluateur 1 (É1) possédant plus de 20 ans d'expérience dans l'identification des PG), selon la procédure suivante :

Les participants étaient invités à dévêtir l'épaule douloureuse, ils avaient l'option de porter une jaquette d'hôpital ou un vêtement qui permettait d'accéder à leur omoplate sans gêne, les femmes pouvaient garder leur soutien-gorge. Ils étaient invités à prendre position en décubitus latéral sur une table de traitement sur le côté asymptomatique. Le bras du dessus était appuyé sur un bloc de yoga en bois placé devant eux, afin que les muscles puissent être détendus, et avoir une légère adduction horizontale pour étirer légèrement les fibres du muscle infraépineux.

Une palpation à plat et perpendiculairement aux fibres était utilisée pour identifier la bande tendue de muscle. Une fois la bande tendue identifiée, l'É1 chercherait au sein de cette bande, un nœud de contraction qui allait faire sursauter le participant. Quand l'évaluateur avait identifié le nodule douloureux au sein de cette bande il validait avec le participant que la

compression de ce point reproduisait une douleur connue et référée, puis validait le territoire de référence. La douleur référée devrait correspondre aux patrons de douleurs connus pour l'infraépineux émis par Simons et Travell (1999). Pour terminer, le point était marqué à l'aide d'un crayon non toxique de type Sharpie rouge.

Les personnes qui n'étaient pas admissibles recevaient une feuille avec des exercices et des conseils prodigués par la physiothérapeute ainsi qu'une suggestion de professionnels exerçant dans leur région pouvant les aider (Annexe 5).

L'assistant de recherche expliquait la nature du projet aux participants retenus, il répondait à toutes leurs questions. L'assistant obtenait le consentement libre et éclairé des participants retenus en leur faisant signer le formulaire de consentement (Annexe 2). Les participants remplissaient ensuite un questionnaire servant à colliger les données anthropométriques et cliniques telles que l'âge, le sexe, la dominance, l'identification de l'épaule douloureuse, le nombre d'années depuis le début des symptômes, l'intensité de la douleur sur l'échelle visuelle analogue, les problèmes de santé connus (antécédents et conditions associées) ainsi qu'une liste des médicaments (Annexe 6). Ensuite ils devaient remplir le questionnaire sur les incapacités reliées à une atteinte aux membres supérieurs (Disabilities of arm, shoulder and hand (DASH)) (Annexe 7) dans le but de dresser le profil fonctionnel des participants. Ces données ont servi à décrire l'échantillon.

L'É1 localisait ensuite, un point témoin (PT) non tendu au sein du même muscle, en utilisant la même technique de palpation. Ce point était marqué d'un X à l'aide d'un crayon de type « Sharpie » indélébile noir. Rappelons que l'objectif de ce mémoire est d'amorcer le processus de validation du MyotonPro en commençant par documenter les qualités métrologiques de l'appareil MyotonPro et non d'étudier la procédure complète qui aurait tenu compte de la capacité des deux évaluateurs à localiser le PG.

Une fois que le PG et le PT étaient identifiés, cinq mesures de la viscoélasticité étaient effectuées avec le MyotonPro (Myoton SA, Tallin, Estonia) sur le PG et PT de l'infraépineux, par l'É1. Une fois ces mesures prises, le deuxième évaluateur (E2) procédait de façon

indépendante à la prise de cinq mesures de la viscoélasticité des mêmes points, avec le MyotonPro ; ceci permettait d'évaluer la fidélité inter-évaluateurs et la validité discriminante. Cinq minutes après la prise de mesures initiale, É1 et É2 reprenaient de la même façon, 5 mesures de la viscoélasticité pour le PG et le PT afin de documenter la fidélité intra-évaluateur. Les deux évaluateurs avaient été préalablement formés pour utiliser l'appareil et s'étaient familiarisés avec son utilisation (procédure d'utilisation-entraînement et standardisation de la prise de mesure Annexe 8).

Au jour 2, soit 24 heures plus tard, les participants se représentaient et la même séquence de mesure était reproduite par les 2 évaluateurs, afin de documenter la fidélité test-retest (jour). La lettre de remerciement (Annexe 3), ainsi que le programme d'exercice étaient alors remis aux participants.

#### **4.6 Analyse statistique**

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel SPSS *Statistics* (IBM, Armonk, NY, USA). La normalité des données a été évaluée à l'aide du test de Shapiro-Wilk. Des analyses de type descriptif (moyenne et écart type ou médiane et quartiles) furent utilisées pour caractériser les participants de l'échantillon. Pour étudier la validité discriminante, des tests de t pour mesures appariées (ou son équivalent non paramétrique) ont été utilisés pour déterminer la présence d'une différence statistiquement significative entre les mesures de viscoélasticité des PG de l'infraépineux et celle des PT (seuil de signification établi à  $p < 0,05$ ). Des analyses de corrélation (coefficients de corrélation intra classe) ont servi à mesurer la force d'association entre les mesures de viscoélasticité des PG de l'infraépineux. Les mesures effectuées par les deux évaluateurs, lors des 2 sessions de mesures au jour 1 ont servi à calculer la fidélité relative inter-évaluateurs. Les mesures de viscoélasticité du PG de l'infraépineux prises lors des deux séances de mesures de l'évaluateur 1 et de l'évaluateur 2 ont servi à déterminer la fidélité relative intra-évaluateur et les mesures prises à la première session de mesure du jour 1 et 2 par chacun des évaluateurs, pour déterminer la fidélité absolue test-retest (jour). Des erreurs standard de mesure (ESM) furent calculées avec les valeurs de fidélité test-retest (jour) afin de faciliter l'interprétation de la fidélité dans les unités de mesure de chacune des propriétés

viscoélastiques et pour chacun des évaluateurs. L'ESM représente la dispersion des mesures répétées due à l'erreur aléatoire chez un individu stable. Plus elle est petite, moins la mesure est variable, plus la mesure est fidèle. La formule retenue pour calculer l'erreur de mesure fut  $SEM = SD * \sqrt{1 - ICC}$ . (où, SD est l'écart type dérivé de l'ANOVA  $\sqrt{MSw}$  ( $MSw$  = le carré de la moyenne intra-individus)) (Bruton, Conway, and Holgate 2000; Schuck and Zwingmann 2003). Les changements minimaux détectables (MD) ont aussi été calculés pour la fidélité test-retest (jour), pour chacune des propriétés viscoélastiques afin de nous donner des données plus concrètes et interprétables, pour un clinicien qui voudrait utiliser le MyotonPro pour suivre l'évolution d'un patient lors d'un traitement des PG. Pour calculer les minimums détectables la formule  $CMD = 1.96 * \sqrt{ESM} * 2$  (Schuck and Zwingmann 2003). Pour les statistiques descriptives et les erreurs de mesure, le logiciel EXCEL (Microsoft Inc., Redwood, WA, USA) a été utilisé.

#### 4.7 Considération éthique

Le projet a été approuvé par le comité éthique de la recherche chez l'humain du centre de recherche du CHUS (CER CRCHUS) projet #2018-2602 le 19 décembre 2017. Les formulaires, questionnaires et documents remis aux participants étaient dénomalisés. Les dossiers des participants sont conservés dans une armoire barrée à clé au laboratoire Physius. Lors de la première rencontre, les participants se sont fait expliquer le projet ainsi que les bénéfices et inconvénients potentiels afin de pouvoir donner un consentement libre et éclairé. Les participants étaient libres d'abandonner le projet à n'importe quel moment. Aucun dédommagement financier n'a été offert aux participants, sauf des frais de stationnement, lorsque nécessaire.

## CHAPITRE 5 : RÉSULTATS

### 5.1 Résultats de l'objectif principal et secondaire

#### 5.1.1 Avant-propos :

Les résultats en lien avec les objectifs sont présentés sous forme d'un article scientifique qui a été soumis pour publication.

**Titre de l'article:** The MyotonPRO: a reliable and valid tool for quantifying the viscoelastic properties of a trigger point on the infraspinatus in non-traumatic chronic shoulder pain

**Auteurs de l'article :** Mélanie Roch, pht, FCAMPT; Nathaly Gaudreault, pht, Ph.D; Mélanie Morin, pht, Ph.D

**Statut de l'article :** L'article a été soumis pour publication dans la revue scientifique *Journal of Bodywork & Movement Therapies* en juillet 2019. Il est actuellement en révision.

**Contribution de l'étudiante :** L'élaboration du protocole de recherche, la collecte de données, les analyses statistiques et la rédaction de cet article furent réalisées par l'auteure de ce mémoire de manière principale. Les directeurs de recherche supervisaient toutes les étapes de ce projet et révisaient les documents. L'utilisation des images publiées dans cet article a été autorisée par les fabricants de l'appareil et par la participante qui figure sur les photos. Une autorisation a été demandée aux co-auteurs de cet article afin de pouvoir le publier dans ce mémoire. Le format d'écriture et de référence du présent article est différent du reste du mémoire, car il est conforme aux exigences du journal scientifique dans lequel l'article sera publié.

#### Ajout

Des changements minimum détectable (*MDCindividuel*) et changement minimum détectable pour cet échantillon (*MDCgroupe*) ont aussi été calculés pour la fidélité test-retest (jour) après que l'article ait été soumis, pour chacune des propriétés viscoélastiques afin de nous

donner des données plus concrètes et interprétables pour un clinicien qui voudrait utiliser le MyotonPro pour suivre l'évolution d'un patient dans le traitement des PG. Les  $MDC_{individual}$  permettent aux recherches futures de calculer le changement minimum détectable du MyotonPro selon leur échantillon, car la formule utilisée est :

$$MDC_{group} = \frac{MDC_{indiv}}{\sqrt{n}}$$

Ces données seront ajoutées à l'article lorsqu'il sera révisé si les éditeurs nous le permettent. Des SEMeas (Erreur standard de mesures) ont aussi été calculées avec une autre formule après que l'article ait été soumis. La formule utilisée pour le calcul des SEMeas :

$$SEMeas = \sqrt{\sigma_{day+}^2 + \sigma_{residual}^2}$$

L'utilisation de cette formule permet d'obtenir une mesure d'erreur généralisable et indépendante du CCI, car elle utilise l'écart type de toutes les sources de variance intra-sujets en excluant les sources de variance inter-sujets. Contrairement à l'autre formule qui utilise le CCI.

Le tableau 5 de l'article devrait avoir cette apparence :

		ICC [95% CI]	SEMeas	MDC	MDC group
<b>E1</b>	<b>Tone (Hz)</b>	0.821 [0.636-0.911]	0.55	2,11	0,36
	<b>Elasticity*</b>	0.866 [0.713-0.935]	0.04	0,55	0,09
	<b>Stiffness (N/m)</b>	0.770 [0.495-0.889]	16,07	11,72	1,98
<b>E2</b>	<b>Tone (Hz)</b>	0.866 [0.729-0.933]	0.43	1,86	0,31
	<b>Elasticity*</b>	0.875 [0.754-0.937]	0.04	0,55	0,09
	<b>Stiffness (N/m)</b>	0.855 [0.674-0.931]	10,15	9,26	1,56

**Tableau 2 :** Version future du tableau 5 de l'article qui inclut les minimum de changement détectable individuels et de groupe

### 5.1.2 Résumé de l'article

**Introduction :** Les points gâchettes (PG) jouent un rôle important dans les douleurs chroniques. En clinique, la palpation est utilisée pour évaluer leur présence et investiguer l'effet des traitements visant à réduire leur tension. Toutefois, la palpation demeure une appréciation subjective peu fiable. Il existe donc un besoin de valider un outil procurant une mesure objective de la tension d'un PG et qui soit accessible aux cliniciens.

**Objectifs :** 1) vérifier si le MyotonPro permet de détecter une différence entre les mesures de viscoélasticité d'un PG et d'un point témoin (PT) localisés au niveau du muscle infraépineux chez des personnes atteintes de douleur à l'épaule (validité discriminante); 2) évaluer la fidélité intra/inter-évaluateur et test-retest (jour) du MyotonPro pour mesurer la viscoélasticité des PG.

**Méthodologie :** Trente-cinq participants présentant une douleur chronique non traumatique à l'épaule furent recrutés. Les PG et PT étaient identifiés dans le muscle infraépineux, du côté de l'épaule douloureuse, par palpation effectuée par un physiothérapeute expérimenté, en utilisant les critères suggérés par Travell et Simons. Les points étaient marqués et les propriétés viscoélastiques (tonus, élasticité, raideur) furent mesurées à deux reprises, par deux évaluateurs, de façon indépendante, le jour même et le lendemain. Des tests de t pour mesures appariées étaient utilisés pour comparer les propriétés viscoélastiques des PG et des PT. Pour étudier la fidélité, des coefficients de corrélations intra-classe (CCI) ont été calculés, ainsi que des erreurs standard de mesures et des minimums cliniquement détectables.

**Résultats :** Les PG démontrent un tonus et une raideur plus élevés (tonus 15,3 Hz vs 13,6 Hz; raideur 270,2 N/m vs 227,9 N/m;  $p < 0,05$ ) et une élasticité moindre (décrément 1,13 vs 1,06;  $p < 0,05$ ), en comparaison avec les PT. La fidélité était excellente pour les trois paramètres avec des CCI allant de 0,92 à 0,98 (intra-évaluateur) et de 0,92 à 0,97 (inter-évaluateur) et était bonne à excellente pour les mesures de fidélité test-retest (CCI 0,77-0,86).

**Conclusion :** Le MyotonPro peut discriminer les propriétés viscoélastiques d'un PG et d'un PT. Il s'agit également d'un outil accessible, portable et cliniquement abordable, ayant démontré une bonne fidélité intra/inter évaluateur et test-retest (jour).



### 5.1.3 Article

**Title: The MyotonPRO: a reliable and valid tool for quantifying the viscoelastic properties of a trigger point on the infraspinatus in non-traumatic chronic shoulder pain**

**Authors:**

**Mélanie Roch<sup>1</sup>, Mélanie Morin<sup>1</sup>, Nathaly Gaudreault<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Université de Sherbrooke, Faculté de médecine et des sciences de la santé, École de Réadaptation, Centre de recherche du Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke

This research was funded by the Physiotherapy Foundation of Canada (Acupuncture Division Research Grant). The funding had no involvement or influence on this work.

## Abstract

**Background:** Clinicians primarily rely on palpation for locating and diagnosing trigger points in skeletal muscles. Measuring a trigger point tightness with clinical palpation remains a challenge. There are currently no validated tools available in clinical practice to objectively measure and objectivate a trigger point.

**Methods:** Thirty-five individuals presenting with non-traumatic chronic shoulder pain participated in the study. The presence of a trigger point within the infraspinatus muscle on the painful side was identified by a physiotherapist via palpation according to Travell and Simons criteria. The trigger and non-trigger points were marked and the viscoelastic properties of both points were measured twice with the MyotonPRO device by two evaluators on the same day. These same procedures were then repeated the following day.

**Findings:** Significant differences were observed when the trigger and non-trigger points (discriminant validity) were compared. The trigger points showed greater tone and stiffness compared to the non trigger points tone: (15.30 (1.99) Hz vs 13.57 (1.76) Hz;  $P<0.05$ ); stiffness: (270.20 (46.96) N/m vs 227.86 (43.44) N/m;  $P<0.05$ ) and less elasticity: (decrement of 1.13 (0.21) vs 1.06 (0.27);  $P<0.05$ ). The reliability of the three viscoelastic properties was found to be excellent for intra- and inter-evaluator reliability (ICC: 0.925-0.984 and 0.918-0.972, respectively) and good to excellent for test-retest reliability (ICC: 0.770-0.875).

**Interpretation:** The MyotonPRO device can differentiate the viscoelastic properties of a trigger point from those of a non-trigger point. Our findings support the reliability of this myotonometer. This affordable and portable tool can be used to objectively measure viscoelastic properties.

**Key words:** myofascial trigger points, myofascial pain syndrome, diagnosis, reliability and validity

## 1. INTRODUCTION

Physiotherapists are often confronted with clinical signs that are difficult to measure. This is particularly true when evaluating people with myofascial pain syndrome, a major cause of morbidity in society today (Tough et al. 2007). Studies show that a myofascial trigger point (TP) could be the primary source of this pain (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Bron, de Gast, et al. 2011). Simons and Travell (Simons and Travell 1999) define a TP as a hyperirritable area within a skeletal muscle associated with a painful nodule located in a tight muscle band, whose stimulation by palpation, pressure, stretching or movement may cause local pain, referred pain, and motor dysfunction. The prevalence of TPs in patients with myofascial pain syndrome ranges from 30% to 85% (Mense 2010; Trough et al. 2009; Friction et al. 1985), with prevalence rates reaching as high as 93% in specialized pain clinics. TPs have been shown to be involved in various musculoskeletal conditions (Gerwin 2014). More specifically, TPs appear to play a key role in chronic non-traumatic shoulder pain (Albuquerque-Sendin et al. 2013; Ge, Fernandez-de-las-Penas, and Arendt-Nielsen 2006a; Ge et al. 2008; Bron, de Gast, et al. 2011), given that nearly 77% of these patients present with active TPs in their infraspinatus, a muscle involved in the clinical presentation of rotator cuff tendinopathy.

Physiotherapists primarily rely on palpation for locating and diagnosing TPs in skeletal muscles. As recommended by Travell and Simons (Simons and Travell 1999), clinicians typically identify a painful area and a nodule in a tight muscle band that reproduces the patient's symptomatology. A recent systematic review on the reliability of palpation in locating TPs reported that palpation is only moderately reliable (in terms of intra- and inter-evaluator reliability) (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017). On the other hand, Mayoral & al. (2018) (Mayoral Del Moral et al. 2018) and Mora-Relucio & al. (2016) (Mora-Relucio et al. 2016) report acceptable evidence of reproducibility and localization of TPs among experts and trained practitioners. The dichotomous nature (presence or absence) of the pain and muscle band tightness criteria, along with the subjective assessment from both the clinician's and patient's perspective, may explain this moderate reliability. Fortunately, some effort has been made over the last few years to standardize the assessment of perceived

pain, due in part to experts recommending rigorous and multidimensional approaches for measuring pain (Dworkin et al. 2005). However, measuring muscle band (or nodule) tightness with clinical palpation remains a challenge. Some technologies, such as ultrasound (Sikdar et al. 2008) or magnetic resonance elastography (Chen, Basford, and An 2008), can be used to localize and investigate the mechanical properties (e.g., stiffness) of myofascial taut bands based on shear wave transmission. However, accessibility to these tools and the high acquisition and/or operating costs involved are significant barriers to their use by physiotherapists. There are currently no validated tools available in clinical practice to objectively measure TP viscoelastic properties.

The MyotonPRO (Myoton SA, Tallinn, Estonia) is a portable hand-held myotonometer. This device is non-invasive and provides a quantitative assessment of a muscle's viscoelastic properties. These properties are characterized by different parameters such as tone, elasticity and stiffness (Gajdosik 2001; Magnusson 1998). The MyotonPRO applies a short (15 ms), low-intensity (0.58 N) mechanical impulse on the skin overlaying the muscle. The tissue's response then generates a signal that is recorded, and an internal software program produces an acceleration graph (Figure 3). Measurements of various viscoelastic muscle properties, such as tone, elasticity and stiffness, are then extracted from this graph (Bizzini and Mannion 2003). Some studies have investigated the reliability and validity of the Myoton myotonometer to measure the viscoelastic properties of skeletal muscles in various populations (athletes, healthy participants and patients with neurological conditions). These studies focused on measuring the viscoelastic properties of the whole muscle, with measurements taken on the muscle belly. These studies demonstrated moderate to excellent intra- and inter-evaluator reliability with intra-class correlation coefficients (ICC) ranging from 0.67-0.99 for intra-evaluator reliability (Leonard et al. 2003; Kerins et al. 2013; Pamukoff et al. 2016) and 0.62-0.96 for inter-evaluator reliability (Leonard et al. 2003; Davidson et al. 2017; Pamukoff et al. 2016), as well as poor to excellent test-retest reliability with ICCs ranging from 0.34-0.93 (Bizzini and Mannion 2003; Kerins et al. 2013; Pamukoff et al. 2016). The metrological properties of the MyotonPRO device for measuring the viscoelasticity of a localized area corresponding to a TP have so far never been studied. The objectives of this research were: 1) to examine whether the MyotonPRO can discriminate the

viscoelastic properties of a TP from that of a control non-trigger point (NTP) located in the infraspinatus of individuals with non-traumatic chronic shoulder pain (discriminant validity); 2) to evaluate the intra-evaluator, inter-evaluator (intra-session) and test-retest (inter-day) reliability of the MyotonPRO in measuring the viscoelastic properties of a TP in the same population. We hypothesized that 1) the MyotonPRO device could discriminate the viscoelastic properties of a TP from those of an NTP, with the TP showing greater tone and stiffness and less elasticity compared to the NTP, and that 2) the intra-evaluator, inter-evaluator and test-retest reliability would be good, with intra-class correlation coefficients being  $>0.75$ .

## 2. METHODS

### 2.1 Participants

Thirty-five adults with unilateral chronic ( $> 3$  months) shoulder pain were recruited (Figure 1) from February to March 2018 through social media (the research project's Facebook page) and posters displayed at the medical school, hospital and research center of the Université de Sherbrooke (CHCRUS). To be included, participants had to: 1) present with chronic shoulder pain of non-traumatic origin (rated at least 2/10 on a numeric rating scale (NRS) for more than 3 months. The pain had to be located in the shoulder area or referred in the area of the infraspinatus as described by Travell and Simons (1999); 2) have a nodule within a palpable tight band that reproduced the pain when compressed by palpation, and 3) have a BMI lower than 28. Those with the following conditions were excluded: 1) diagnosis of capsulitis, cancer, or metastasis; 2) shoulder or thorax surgery or a mastectomy; 3) shoulder girdle bone fracture; 4) C4-C5 or C6 radiculopathy; 5) known osteoporotic profile (positive bone densitometry), or 6) apparent atrophy of the infraspinatus fossa (visual interpretation). Data were collected at the research centre of the Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke (CRCHUS) and at two physiotherapy clinics in the area.

### 2.2 Data collection procedure

The study protocol was approved by the human research ethics committee of the Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke and all participants provided informed consent

prior to enrollment. The presence of a TP in the infraspinatus was confirmed by a physiotherapist (Evaluator 1) with 20 years of experience in TP assessment. Evaluator 1 confirmed the presence of a TP with a standardized and recommended procedure in line with current practice (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Simons and Travell 1999): the participant had the painful arm undressed and was asked to lie on the contralateral shoulder on a treatment table. The upper arm rested on a wood block placed in front of the participant (Figure 2). Palpation with flat fingers perpendicular to the fibers was used to identify the taut band. Evaluator1 then searched for a nodule, the TP, within this band and marked this TP using a red permanent ink Sharpie marker pen. She validated that compression of this TP reproduced 1) the patient's localized or referred pain; 2) the infraspinatus pain patterns described by Simons and Travell, and 3) a pain intensity of at least 2/10 on the Numeric Rating Scale (NRS). Ineligible participants received advice, a prescription for exercises related to their condition and a list with names of physiotherapists they could consult. Evaluator1 then collected anthropometric measures (height and weight to estimate body mass index) and data such as age, sex, dominance, side of the painful arm, number of years since onset of symptoms, and pain intensity on the NRS. The Disability of Arm, Shoulder and Hand (DASH) questionnaire was also completed. This data served to describe the participant sample (Table 1). A non-trigger point (NTP) was then localized in the same muscle and was marked with an X using a black permanent ink Sharpie marker pen.

### 2.3 Intra-, inter-evaluator and test-retest reliability

Evaluator1 took the first set (T1) of viscoelasticity measurements on both points with the MyotonPRO device (Myoton SA, Tallinn, Estonia). Once these measurements were taken, Evaluator1 left the room so that a second evaluator (Evaluator2) could independently take the viscoelasticity measurements of the same points, using the MyotonPRO. This procedure provided the data to assess inter-evaluator reliability. Evaluator2 then left the room and Evaluator1 took the viscoelasticity measurements of the same TP and NTP (T2) in order to document intra-evaluator reliability. Evaluator2 then repeated the measurements exactly the same way. On Day 2, these measurement procedures were repeated (T3 and T4), providing the data to assess test-retest reliability.

## 2.4 Outcome and instruments

The dependent variables (i.e., the viscoelasticity properties measured on the TP and the NTP of the infraspinatus muscle) were characterized by the following parameters: resting tone (Hz), elasticity (damping of oscillation frequency), and stiffness (N/m). These properties were measured using the MyotonPRO device as follows: The MyotonPRO device was placed and held stable on the skin over the marked TP or NTP, with the end of the small mechanical lever located at the bottom of the device positioned perpendicular to the plane of the trigger points. When the device was correctly positioned, a green light appeared and the device was set to give 5 mechanical impulses through the end of the small lever. The tissue's response to each impulse was recorded using an acceleration graph (Figure 3), providing oscillation frequency, decrement and stiffness parameters. The oscillation frequency (Hz) determined the tone at rest: the higher the oscillation frequency, the greater the tone. The logarithmic decrement damping of the oscillations quantified the elasticity, the elasticity being inversely proportional to the decrement of the oscillations. Stiffness (N/m) was defined as the resistance of the tissue to the force that attempted to deform it and was estimated as follows:

$$\text{Stiffness} = m \Delta a_{max} / \ell$$

where  $m$  was the mass of the lever that produced the mechanical impulse,  $a_{max}$  was the maximum amplitude of the oscillation and  $\ell$  was the deformation, i.e., the measurement of the deepest displacement of the tissue deformed by the mechanical impulse. The MyotonPRO device is programmed in such a way that in order for data to be recorded, the coefficient of variation (CV) estimated from the mean data of the 5 impulses must be <3%. If the CV of one of the parameters was >3%, a red light indicated that the measurements had to be taken again.

## 2.5 Sample size calculation

Sample size was calculated for a mean standardized effect of 0.5, a statistical power of 80%, and an alpha error of 5%. A mean standardized effect was chosen since no similar study had been done in the past (i.e., variance could not be estimated). A total sample size of at least 32 subjects had to be recruited based on a method suggested by Walter (1998) with 2 evaluators to statistically demonstrate that all intraclass correlation coefficients (ICC) would

be  $>0.70$  and different than a poor ICC  $<0.40$ . Thirty-five subjects considering a possible loss of 10% on the second day of measurements.

## 2.6 Statistical analysis

Data were analyzed using SPSS Statistics for Windows, Version 22.0 (IBM, Armonk, NY, USA). Standard error measurements (SEM) were calculated in Excel (Microsoft Inc., Redwood, WA). Univariate descriptive statistics were calculated and assumptions of normality and equal variances were checked for all viscoelasticity parameters. To investigate discriminant validity (Obj. 1), the mean value of the two measures taken during the first session (Day 1) by Evaluator1 were used. Paired t-tests were conducted to determine the presence of a significant difference between the viscoelasticity of the TP and NTP and the level of significance was set at  $p < 0.05$ . To investigate the intra-evaluator, inter-evaluator and test-retest reliability (Obj. 2), ICCs were estimated and their 95% confidence intervals were calculated based on a mean rating ( $k=2$ ), absolute agreement, 2-way mixed-effects model. Based on the 95% confidence interval for the ICC estimate, values less than 0.40 were indicative of poor reliability, values between 0.40 and 0.59 indicated fair reliability, values between 0.60 and 0.79 represented good reliability, and values greater than 0.80 suggested excellent reliability (Cicchetti 1994). Standard errors of measurement (SEM) were also calculated for test-retest reliability in order to express the reliability in actual units to facilitate data interpretation. We calculated the SEM according to the formula  $SEM = SD * \sqrt{1 - ICC}$ . SD was derived from the ANOVA  $\sqrt{MSw}$  (within-subjects mean square total) (Bruton, Conway, and Holgate 2000).

## 3. RESULTS

### 3.1 Participant characteristics

Thirty-five individuals aged 22-62 years (mean age 42) were included in the study. Participant characteristics are summarized in Table 1.



### 3.2 Discriminant validity

The results of all viscoelastic parameters for the TP and NTP are shown in Table 2. Paired t-tests revealed a statistically significant difference for all parameters.

### 3.3 Reliability

#### 3.3.1 Intra-evaluator reliability

Intraclass correlations of intra-evaluator measurements are shown in Table 3. Intra-evaluator reliability was excellent for a) tone (ICC ranging from 0.966-0.968 with a measurement difference of 15.21-15.57Hz (1.97-2.36)); b) elasticity (ICC ranging from 0.939-0.970 with a measurement difference in logarithmic decrement damping of 1.13-1.21 (0.21-0.24)), and c) stiffness (ICC ranging from 0.925-0.984 with a measurement difference of 270.20-289.17 N/m (46.96-54.44)).

#### 3.3.2 Inter-evaluator reliability

Intraclass correlations of inter-evaluator measurements of the TP are shown in Table 4. Measurements showed excellent inter-evaluator reliability for a) tone (ICC: 0.967-0.972); b) elasticity (ICC: 0.918-0.944), and c) stiffness (ICC: 0.942-0.957).

#### 3.3.3 Test-retest reliability

Intraclass correlations of test-retest measurements of the TP with 2 evaluators on two different days are shown in Table 5. Test-retest reliability of the MyotonPRO was good to excellent resulting in ICCs ranging from 0.770 to 0.875: a) tone (ICC: 0.821-0.866), b) elasticity (ICC: 0.866-0.875) and c) stiffness (ICC: 0.770-0.855).

## 4. DISCUSSION

The MyotonPRO (Myoton SA, Tallinn, Estonia) is a portable hand-held myotonometer. This device is non-invasive and provides a quantitative assessment of a muscle's viscoelastic properties. The measurements also showed excellent intra- and inter-evaluator reliability for the viscoelastic properties of a TP and good to excellent test-retest reliability.

The MyotonPRO device was able to measure a statistically significant difference ( $p < 0.05$ ) between a TP and an NTP for all viscoelastic parameters and confirmed our hypothesis that TPs have greater tone and stiffness and less elasticity. Only one study thus far had examined the discriminant validity of the Myoton myotonometer by investigating different muscle states. Chuang et al. 2012 compared the values of viscoelastic properties measured by the Myoton-2 over three different muscles of an affected and unaffected limb in a relaxed state in stroke patients, revealing a statistically significant difference only in some parameters for certain muscles. The present study was the second study to examine the discriminant validity of the Myoton device and demonstrate that this device is a valid clinical tool to objectively measure not only the viscoelastic parameters of a muscle, but also of a trigger point.

MyotonPRO measurements have shown excellent intra- and inter-evaluator reliability of the viscoelasticity properties of a TP and good to excellent test-retest reliability. To our knowledge, this is the first study to report that the MyotonPRO can be used as a reliable and valid tool for assessing the tone, elasticity and stiffness of a TP. Many studies have reported on the reliability and validity of the MyotonPRO for systematically measuring the viscoelastic properties over a skeletal muscle in different pathologies, but never over a specific area or a trigger point (TP). Even if we studied MyotonPRO measurements over a precise spot (TP), our ICC values would be similar or even better than in previous studies (Bizzini and Mannion 2003; Leonard et al. 2003; Kerins et al. 2013; Davidson et al. 2017; Pamukoff et al. 2016; Pruyn, Watsford, and Murphy 2016; Chuang, Wu, and Lin 2012) that have examined the reliability of the MyotonPRO in measuring various muscle bellies in different populations (healthy patients, patients with neurologic conditions, athletes, etc.). Kerins et al. (Kerins et al. 2013), who are the only researchers who have measured the infraspinatus muscle, showed similar values for inter-evaluator reliability (ICC: 0.93-0.95). Good to excellent test-retest reliability was observed for all viscoelastic properties. The coefficients obtained were found to be higher than those observed by Kerins et al. (21) in healthy subjects (ICC: 0.33-0.77), which may be explained by the fact that they did not standardize the placement of the probe on the muscle, that they did not position the muscle fibers into a slightly stretched position and also that they were using another myotonometer called the Myotonometer® (Neurogenic Technologies Inc, Missoula, Montana, USA). With

this particular device, the rate of probe pressure is not controlled and standardized by the device and is manually applied by the operator. This probably has an impact on the compliance of the tissue measured. In our study, it should also be highlighted that the test-retest reliability coefficients were found to be lower than the intra- and inter-rater reliability coefficients, which could be attributable to some sources of variance. We could not control all environmental and/or contextual factors between the sessions. For example, some participants had to deal with bad weather on the second day of evaluation. The poor driving conditions might have increased the participants' stress levels and their capacity to completely relax. Also, as reported by many authors (Bizzini and Mannion 2003; Leonard et al. 2003; Kerins et al. 2013), even if the participants were positioned in a comfortable position and were told to relax their arm as much as possible, some participants could probably not relax because of the pain induced with the slight stretch in the muscle fibers. Future studies on MyotonPRO reliability should include a surface EMG to monitor muscle activity while taking measurements to ensure that the muscles are in a relaxed state.

Our study presents some limitations. Even though there is an intrinsic mechanism in the device to ensure that the mechanical lever arm is perpendicular to the plane of the skin above the muscle, we noticed that the impulse was activated even when the probe was not absolutely perpendicular to the surface. With a few participants (4/35), it was challenging to put the mechanical arm perfectly perpendicular depending on the shape of their shoulder and/or the position of their scapula. In these cases, the probe tended to glide slightly on the skin and it is possible that this might have influenced the acceleration graph output and estimation of the parameters. Other authors have reported the same issue (Kerins et al. 2013; Chuang, Wu, and Lin 2012). However, this should not have jeopardized our results since this phenomenon was only observed in a few participants and as mentioned, the CV was <3% for these people.

Another limitation to consider is the localization of the NTPs. When analyzing our data, we realized that the NTPs that were very close to the spine of the scapula were showing greater stiffness than those located in the other areas of the muscle. This is potentially explained by the close proximity of a bony surface. Although a significant difference was observed between the viscoelastic properties of the TP vs the NTP, this could have had an effect on

the mean values of the NTP, with tone and stiffness possibly being overestimated, and elasticity underestimated. Lastly, our results cannot be generalized for TPs of muscles other than the infraspinatus or for other populations.

## 5. CONCLUSIONS

The MyotonPRO can discriminate the viscoelastic properties of a TP from an NTP located in the infraspinatus of individuals presenting with chronic, non-traumatic shoulder pain. The MyotonPRO is a reliable, affordable and portable tool that can objectively measure these properties in a clinical setting or for research purposes. This is an important breakthrough in the evaluation and treatment of musculoskeletal conditions associated with the presence of TPs, because as evidenced by Shah (2015)(Shah et al. 2015), theories surrounding the pathogenesis, pathophysiology, and contribution of TPs in the diagnosis of myofascial pain syndrome have so far been mainly speculative.

## REFERENCES

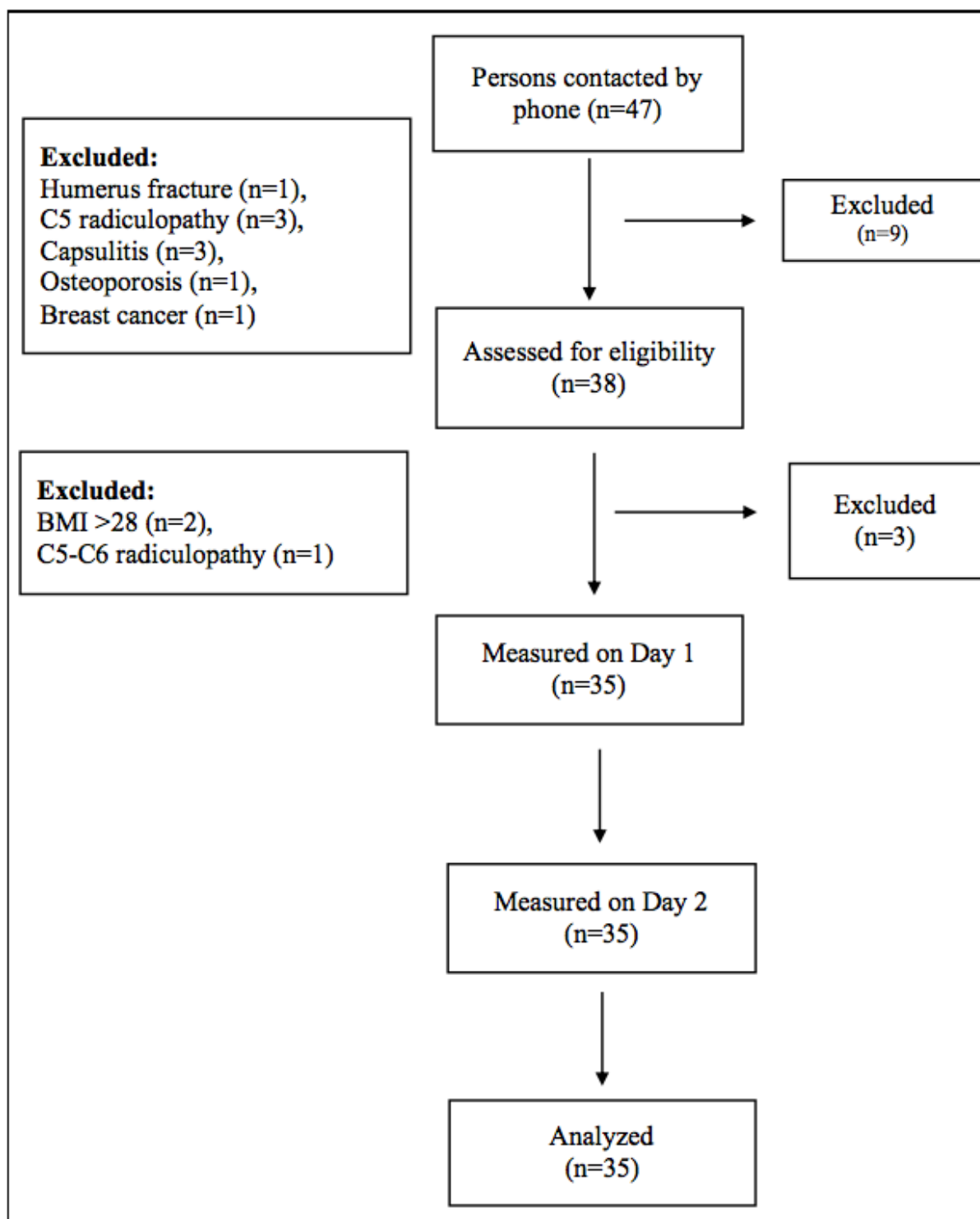
1. Tough EA, White AR, Richards S, Campbell J. Variability of criteria used to diagnose myofascial trigger point pain syndrome--evidence from a review of the literature. *The Clinical journal of pain*. 2007;23(3):278-86.
2. Bron C, De Gast A, Dommerholt JR, Stegenga B, Wensing M, Oostendorp RAB. Treatment of Myofascial trigger Points in Patients with Chronic Shoulder Pain: a randomized, controlled trial. *Biomedcentralcom*. 2011;9(8):14.
3. Rathbone A, Grosman-Rimon L, Kumbhare DA. Interrater Agreement of Manual Palpation for Identification of Myofascial Trigger Points: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The Clinical Journal of Pain*. 2017(January).
4. Simons DG, Travell JG. *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual, Volume 1. Upper Half of Body*. 2nd ed ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1999.
5. Mense S. How do muscle lesions such as latent and active trigger points influence central nociceptive neurons? *J Musculoskelet Pain*. 2010;18:348-53.
6. Trough EA, White AR, Cummings M, RICHARDS SH, CAMPBELL JL. Acupuncture and dry needling in the management of myofascial trigger point pain : A systematic review ans meta-analysis of randomised controlled trials. *European Journal of pain*. 2009;13:3-10.
7. Friction JR, Kroening R, Haley D, Siegert R. Myofascial pain syndrome of the head and neck: a review of clinical characteristics of 164 patients. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1985;60(6):615-23.
8. Gerwin RD. Diagnosis of myofascial pain syndrome. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2014;25(2):341-55.
9. Bron C, de Gast A, Dommerholt J, Stegenga B, Wensing M, Oostendorp RAB. Treatment of myofascial trigger pooints in patients with chronic shoulder pain: a randomized, controlled trial. *BMC Medecine*. 2011;9(8).
10. Albuquerque-Sendin F, Camargo PR, Vieira A, Salvini TF. Bilateral myofascial trigger points and presure pain thresholds in the shoulder muscles in patients with unilateral shoulder impingement syndrome: a blinded, controlled study. *Clin J Pain*. 2013;29(6):478-86.
11. Ge HY, Fernandez-de-las-Penas C, Arendt-Nielsen L. Sympathetic facilitation of hyperalgesia evoked from myofascial tender and trigger points in patients with unilateral shoulder pain. *Clin Neurophysiol*. 2006;117(7):1545-50.
12. Ge HY, Fernandez-de-Las-Penas C, Madeleine P, Arendt-Nielsen L. Topographical mapping and mechanical pain sensitivity of myofascial trigger points in the infraspinatus muscle. *European journal of pain (London, England)*. 2008;12(7):859-65.
13. Mayoral Del Moral O, Torres Lacomba M, Russell IJ, Sanchez Mendez O, Sanchez Sanchez B. Validity and Reliability of Clinical Examination in the Diagnosis of Myofascial Pain Syndrome and Myofascial Trigger Points in Upper Quarter Muscles. *Pain medicine (Malden, Mass)*. 2018;19(10):2039-50.

14. Mora-Relucio R, Nunez-Nagy S, Gallego-Izquierdo T, Rus A, Plaza-Manzano G, Romero-Franco N, et al. Experienced versus Inexperienced Interexaminer Reliability on Location and Classification of Myofascial Trigger Point Palpation to Diagnose Lateral Epicondylalgia: An Observational Cross-Sectional Study. *Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM*. 2016;2016:6059719.
15. Dworkin RH, Turk DC, Farrar JT, Haythornthwaite JA, Jensen MP, Katz NP, et al. Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations. *Pain*. 2005;113:9-19.
16. Sikdar S, Shah JP, Gilliams E, Gebreab T, Gerber LH. Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2008;2008:5585-8.
17. Chen Q, Basford J, An KN. Ability of magnetic resonance elastography to assess taut bands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2008;23:623-9.
18. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2001;16(2):87-101.
19. Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 1998;8(2):65-77.
20. Bizzini M, Mannion AF. Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*. 2003;18(5):459-61.
21. Leonard CT, Deshner WP, Romo JW, Suoja ES, Fehrer SC, Mikhailenok EL. Myotonometer intra- and interrater reliabilities. *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(6):928-32.
22. Kerins CM, Moore SD, Butterfield TA, McKeon PO, Uhl TL. Reliability of the myotonometer for assessment of posterior shoulder tightness. *International journal of sports physical therapy*. 2013;8(3):248-55.
23. Pamukoff DN, Bell SE, Ryan ED, Blackburn JT. The Myotonometer: Not a Valid Measurement Tool for Active Hamstring Musculotendinous Stiffness. *Journal of sport rehabilitation*. 2016;25(2):111-6.
24. Davidson MJ, Bryant AL, Bower WF, Frawley HC. Myotonometry Reliably Measures Muscle Stiffness in the Thenar and Perineal Muscles. *Physiotherapy Canada Physiotherapie Canada*. 2017;69(2):104-12.
25. Walter SD, Eliasziw M, Donner A. Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat Med*. 1998;17:101-10.
26. Cicetti D. Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*. 1994;6(4).
27. Bruton A, Conway JH, Holgate ST. Reliability: What is it, and how is it measured? *Physiotherapy*. 2000;86(2):94-9.
28. Chuang LL, Wu CY, Lin KC. Reliability, validity, and responsiveness of myotonometric measurement of muscle tone, elasticity, and stiffness in patients with stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2012;93(3):532-40.
29. Pruyn EC, Watsford ML, Murphy AJ. Validity and reliability of three methods of stiffness assessment. *J Sport Health Sci*. 2016;5(4):476-83.

30. Shah JP, Thaker N, Heimur J, Aredo JV, Sikdar S, Gerber L. Myofascial Trigger Points Then and Now: A Historical and Scientific Perspective. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2015;7(7):746-61.
31. AS M. MyotonPro User Manual. In: Diagnostics MM, editor. 2010.

## FIGURES

Figure 1. Participant recruitment flow diagram

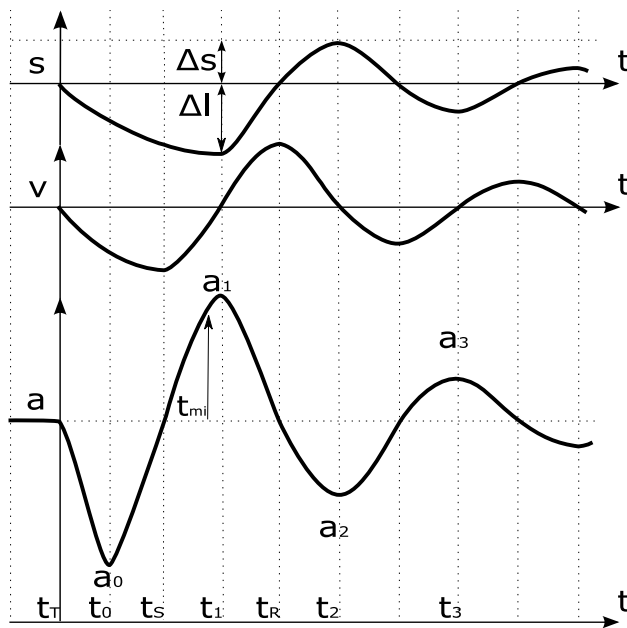




**Figure 2. Participant's position during the measurements**



**Figure 3: Acceleration graph of the different variables produced by MyotonPRO**



With permission from Myoton

**Frequency (Hz)**

$$F = f_{\max}$$

**Stiffness (N/m)**

$$S = a_{\max} \bullet m_{\text{probe}} / \Delta l$$

$a_{\max}$  =  $a^1$  max displacement

$m_{\text{probe}}$  = probe mass

**Logarithmic decrement**

$$D = \ln (a_1/a_3)$$

## TABLES

Table 1. Participant characteristics

Variables	Mean (SD or N(%)) (n=35)
Age, years	42 years (12)
Gender: female/male	23 (66)/12 (34)
Dominance: right handed	27 (77)
Symptomatic side: right; left	19(54); 16(46)
BMI kg/m <sup>2</sup>	27 kg/m <sup>2</sup> ( 4)
DASH score	31.66±18.50
Duration of pain	
3-6 mo	3 (8)
6-12 mo	9 (26)
1-2 yrs	10 (29)
>2 yrs	13 (37)
Pain intensity at rest, NRS	2 (2)
Pain intensity during activity, NRS	6 (2)
Participants using medication for pain	14(40)

**Abbreviations:** SD: standard deviation; BMI: Body Mass Index; DASH: Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand

Table 2. Discriminant validity – Comparing TP and NTP viscoelasticity parameters

	TP $\bar{x}$ (SD)	NTP $\bar{x}$ (SD)	<i>P</i> -value
Tone (Hz)	15.30 (1.99)	13.57 (1.76)	<0.001
Elasticity*	1.13 (0.21)	1.06 (0.27)	0.037
Stiffness (N/m)	270.20 (46.96)	227.86 (43.44)	<0.001

Comparisons were made for data collected by evaluator1 on Day 1. Scores are expressed as a mean score  $\pm$  standard deviation.

Abbreviations: NTP: non-trigger point; TP: trigger point; ( $\bar{x}$  (SD)): Mean score (standard deviation); Hz: hertz; N/m: Newton/meters. A decrement is a coefficient of the logarithmic damping of oscillations; \*logarithmic decrement of natural oscillation.

**Table 3. Same day intra-evaluator reliability for evaluator1 and evaluator2 for TP parameters**

		Day 1		
		Trial 1 $\bar{x}$ (SD)	Trial 2 $\bar{x}$ (SD)	ICC [95% CI]
<b>E1</b>	<b>Tone (Hz)</b>	15.21(1.97)	15.38 (2.08)	0.966 [0.932-0.983]
	<b>Elasticity*</b>	1.13 (0.22)	1.13 (0.21)	0.970 [0.940-0.985]
	<b>Stiffness (N/m)</b>	270.20 (46.96)	278.63 (49.80)	0.925 [0.848-0.963]
<b>E2</b>	<b>Frequency</b>	15.38 (2.18)	15.57 (2.36)	0.968 [0.936-0.984]
	<b>Elasticity*</b>	1.21 (0.22)	1.19 (0.24)	0.939 [0.880-0.969]
	<b>Stiffness</b>	28.49 (50.12)	289.17 (54.44)	0.984 [0.962-0.993]

Abbreviations: ICC: intraclass coefficient of correlation; CI: confidence interval; E1: evaluator1; E2: evaluator2; Hz: hertz; N/m: Newton/meters). A decrement is a coefficient of the logarithmic damping of oscillations; \*logarithmic decrement of natural oscillation.

**Table 4. Inter-evaluator reliability for TP parameters on Day 1 and Day 2**

	Day 1 Evaluator1 trial 1 - Evaluator2 trial 1	Day 2 Evaluator1 trial 1 - Evaluator2 trial 1
	ICC [95% CI]	ICC [95% CI]
<b>Tone (Hz)</b>	0.972 [0.944-0.986]	0.967[0.935-0.983]
<b>Elasticity*</b>	0.918[0.612-0.971]	0.944[0.882-0.972]
<b>Stiffness(N/m)</b>	0.942[0.828-0.975]	0.957[0.916-0.979]

ICCs were computed between evaluators based on data at trial 1.

Abbreviations: TP: trigger point; ICC: intraclass coefficient of correlation; CI: confidence interval; E1: evaluator 1; E2: evaluator 2; \*logarithmic decrement of natural oscillation; LDNO: logarithmic decrement of natural oscillation.

**Table 5. Test-retest reliability for TP parameters for evaluator1 and evaluator2**

		ICC [95% CI]	SEM
<b>E1</b>	<b>Tone (Hz)</b>	0.821 [0.636-0.911]	0.58
	<b>Elasticity*</b>	0.866 [0.713-0.935]	0.04
	<b>Stiffness (N/m)</b>	0.770 [0.495-0.889]	17.88
<b>E2</b>	<b>Tone (Hz)</b>	0.866 [0.729-0.933]	0.45
	<b>Elasticity*</b>	0.875 [0.754-0.937]	0.04
	<b>Stiffness (N/m)</b>	0.855 [0.674-0.931]	11.17

ICCs were calculated as between-day reliability based on the data at day 1 trial 1 and day 2 trial 1; \*logarithmic decrement of natural oscillation. SEM is expressed in the units of the corresponding variable.

## CHAPITRE 6 : DISCUSSION

Cette section reprendra les éléments clés de la discussion de l'article. Ces éléments seront discutés plus en profondeur, de nouveaux aspects seront soulevés et des recommandations pour des études futures ou pour une utilisation de l'appareil en clinique seront proposées.

### 6.1 Validité discriminante

L'appareil MyotonPro parvient à mesurer une différence statistiquement significative ( $p < 0,05$ ) entre un PG et un PT, pour tous les paramètres de viscoélasticité (raideur, élasticité et tonus) dans le muscle infraépineux chez des personnes avec douleur unilatérale chronique d'origine non traumatique à l'épaule. Ceci confirme notre hypothèse selon laquelle les PG démontrent une raideur et un tonus plus élevé et une élasticité moindre qu'un PT situé dans le même muscle.

À notre connaissance, une seule étude (Chuang, Wu, and Lin 2012) avait étudié la validité discriminante du Myoton (Myoton-2). L'objectif de cette étude était de discriminer l'état de repos vs l'état de contraction dans 3 muscles (extenseur commun des doigts, fléchisseur radial du carpe et fléchisseur ulnaire du carpe) chez des personnes qui avaient subi un AVC (accident vasculaire cérébral). Les auteurs avaient mesuré la viscoélasticité des ventres musculaires du côté spastique au repos pour la comparer à celles des mêmes muscles du côté non atteint. Leurs résultats avaient démontré une différence statistiquement significative que pour certaines propriétés viscoélastiques et que pour certains muscles (extenseur commun des doigts (élasticité); fléchisseur radial du carpe (tonus et raideur); fléchisseur ulnaire du carpe (élasticité)). Dans notre étude, la différence des valeurs des PG en comparaison avec les PT était statistiquement significative ( $p < 0,05$ ) pour les 3 propriétés viscoélastiques mesurées (raideur, tonus et élasticité).

Lors du présent projet de recherche, nous avons noté que les fibres musculaires de l'infraépineux qui sont localisées très près de l'épine scapulaire (figure 8) sont beaucoup plus raides et moins élastiques que celles situées dans le reste du muscle. Cette découverte fortuite s'est produite lors de l'analyse des données. Nous avons noté que chez 3 participants, les

valeurs de raideur étaient plus élevées pour le PT. Ce qui a suscité d'importants questionnements. En retournant dans nos notes de collecte, nous avons réalisé que pour ces 3/35 cas, le PT avait été relevé très près de l'épine scapulaire. Ces valeurs élevées seraient probablement expliquées par le fait que comme la structure osseuse est très près du point, la sonde enregistre la réponse tissulaire du tissu osseux, plutôt que du tissu musculaire. Comme les résultats sur la validité discriminante supportent notre hypothèse de départ, nous croyons que ceci a eu pour effet de sous-estimer la moyenne des différences de raideur entre les PG et les PT, mais la différence n'a pas été suffisante pour changer nos résultats de façon trop importante. Afin de remédier à ce problème, notre recommandation serait d'éviter d'utiliser des PT ou même des PG (car on aurait pu estimer la raideur des PG à la hausse) qui sont localisés trop près des proéminences osseuses (origine, insertion, protubérances) où les tissus semblent moins compliants et ainsi diminuer les risques que la sonde enregistre la réponse de l'os, plutôt que du tissu musculaire.

## 6.2 Fidélité

La présente étude a démontré des valeurs pour les coefficients de fidélité allant de bonnes à excellentes dans la mesure des propriétés viscoélastiques (raideur, élasticité, tonus) d'un PG dans le muscle infraépineux chez des personnes avec douleur unilatérale chronique d'origine non traumatique. Nous croyons qu'il s'agit de la première étude qui rapporte que le MyotonPro est fidèle dans la mesure d'une région focalisée d'un muscle, plus précisément d'un PG. Plusieurs études ont vérifié la fidélité de l'appareil à mesurer les propriétés viscoélastiques d'un ventre musculaire (Bizzini and Mannion 2003; Leonard et al. 2003; Kerins et al. 2013; Pamukoff et al. 2016; Davidson et al. 2017; Chuang, Wu, and Lin 2012; Pruyn, Watsford, and Murphy 2016) chez différentes populations (personnes saines, clientèles neurologiques, athlètes). L'étude de Kerins (2013) était la seule à avoir étudiée le muscle infraépineux et leurs valeurs sont comparables (CCI inter-évaluateur 0,93-0,95; test-retest 0,330-0,770) aux valeurs que nous avons retrouvées (CCI inter-évaluateur 0,918-0,972; test-retest (jour) 0,770-0,875). Dans l'étude de Kerins, le modèle de Myoton utilisé était le Myotonometer® (Neurogenic Technologies Inc, Missoula, Montana, USA), soit une version moins récente que le MyotonPro. Leurs valeurs de fidélité sont légèrement inférieures aux nôtres. Cette différence peut probablement s'expliquer par le fait qu'avec le Myotonometer®,

le taux de pression de la sonde est appliqué par l'utilisateur et non par l'appareil comme pour le MyotonPro (0,58N; 15 ms). Nous croyons qu'une application précise et constante de la force sur la sonde doit être très difficile à obtenir avec le Myotonometer® et conséquemment, il doit y avoir un impact sur la stabilité des résultats avec des intervalles de confiance plus larges et moins précis. De plus, dans leur étude, les auteurs n'ont pas standardisé la position de l'épaule, donc les mesures pouvaient varier d'une mesure à l'autre de par la tension induite dans les fibres du muscle par les différentes positions d'épaule. Un autre facteur qui fait que leurs CCI sont légèrement plus basses que les nôtres est en lien avec le type de CCI qu'ils ont utilisé. Ils ont utilisé des CCI<sub>2,5</sub> tandis que nous avons utilisés des CCI<sub>3</sub>, comme les CCI type 3 ne s'intéressent pas à la généralisabilité des résultats les valeurs ont tendance à être plus élevée (Shrout and Fleiss 1979). Les CCI sont influencés par l'hétérogénéité de l'échantillon (la variance de l'échantillon), donc étroitement relié à l'échantillon recruté. Il faut tout de même rester prudents dans la comparaison avec les autres études, car les populations sont assez variables, les méthodologies différentes et ne connaissant pas la variance de leurs échantillons, il est plus difficile de bien comparer les résultats.

### **6.3 Valeur des coefficients test-retest (jour)**

Les valeurs des coefficients de corrélation test-retest (jour) sont plus basses que pour les intra et inter-évaluateurs. Nous croyons que ceci pourrait être en partie expliqué par différents facteurs. Il est impossible de contrôler tous les facteurs contextuels et environnementaux entre les journées de mesure. Même si les participants avaient été avisés d'utiliser leur bras au minimum entre les 2 journées, certaines personnes n'avaient pas respecté les consignes pour diverses raisons (obligations familiales, activités de la vie domestique, activités sportives), ce qui peut avoir changé la tension dans le muscle entre le jour 1 et le jour 2. Le deuxième jour de la collecte de donnée qui s'est déroulée en février, les participants ont dû composer avec une importante tempête de neige, plusieurs d'entre eux sont arrivés stressés et en retard à la collecte de donnée et ceci a pu contribuer à une incapacité à relaxer autant qu'au jour précédent durant la prise des mesures. Il est très important pour une étude métrologique de prendre en compte ces facteurs d'influence pour s'approcher de la réalité clinique. Il est intéressant de connaître la fidélité d'un appareil en tentant de contrôler le plus de variables d'influence possible, mais il est tout aussi intéressant d'en

connaître la valeur dans une situation plus réaliste, plus près de la clinique où plusieurs facteurs d'influence sont hors de notre contrôle.

Afin de pouvoir interpréter les coefficients de corrélation intra-classe qui ont été mesurés, il est important de les étudier en concomitance avec les erreurs standard de mesures (ESM) et les minimum cliniquement détectables. Les CCI présentées dans cette section sont qualifiées de bonnes à excellente (0,770-0,875) mais nous fournissent qu'une appréciation de la capacité à discriminer les individus les uns par rapport aux autres lors des différentes sessions de mesures. Lorsque que l'on se penche sur les valeurs calculées des erreurs standard de mesure et des changements minimums détectables, qui sont des mesures absolues, nous sommes en mesure de vérifier si le MyotonPro peut détecter un changement au-delà de l'erreur de mesure. Dans ce cas-ci les CMD ont été calculés pour l'échantillon et nous avons obtenus pour le tonus des valeurs de 0,36 et 0,31 Hz, comparativement à des ESM de 0,55 et 0,43 Hz, pour l'élasticité des CMD de 0,09 (pour les 2 évaluateurs), comparativement à des ESM de 0,04 (pour les 2 évaluateurs) et pour la raideur des CMD de 1,98 et 1,56 N/m, comparativement à des ESM de 16,07 et 10,15 N/m. À la lueur de ces résultats, le MyotonPro pour cet échantillon en particulier, semble être beaucoup plus fiable dans la mesure de l'élasticité en comparaison avec le tonus et la raideur, pour lequel l'erreur de mesure calculée est plus grande que le minimum cliniquement détectable. Donc en résumé, le MyotonPro semble fidèle dans la mesure des sujets pour les 3 propriétés viscoélastiques pour différents temps de mesure. Les valeurs des ESM et CMD sont assez petites pour que le MyotonPro puisse être utilisé pour suivre l'évolution de patients en traitement.

#### **6.4 Fidélité de la palpation**

La palpation est actuellement l'outil de choix pour l'identification des PG dans la pratique clinique, mais force est de constater que la fidélité de la palpation dans la littérature semble très controversée. La plupart des revues systématiques récentes sur la fidélité de la palpation des PG rapportent une fidélité faible à modérée (Myburgh, Larsen, and Hartvigsen 2008; Lucas et al. 2009; Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017), à moins que l'évaluateur soit expérimenté ou entraîné, dans ce cas, on rapporte des évidences acceptables (fidélité modérée à excellente) sur la localisation et la fidélité de la palpation des PG



(Myburgh et al. 2011; Mora-Relucio et al. 2016; Mayoral Del Moral et al. 2018; Barbero et al. 2012). L'objectif principal de ce projet de recherche était d'évaluer la validité et la fidélité du MyotonPro dans les mesures de viscoélasticité d'un PG et non l'évaluation de la procédure complète incluant la palpation. Pour atteindre ce but précis, nous avons identifié le PG au préalable et fait mesurer le même PG par les 2 évaluateurs. Afin de diminuer les chances d'introduire un biais en lien avec la mesure d'un point qui aurait été mal identifié (point tendu, mais pas un PG), nous avons suivi les recommandations de la littérature pour augmenter la fidélité de la palpation, soit en utilisant un physiothérapeute avec plus de 20 années d'expérience dans la palpation des PG (Mayoral Del Moral et al. 2018; Mora-Relucio et al. 2016; Myburgh et al. 2011) et nous avons aussi utilisé les critères diagnostiques les plus fiables (la sensation de douleur référée et la présence d'un sursaut lorsque le PG est palpé)(Gerwin 2001), sensibles et spécifiques (la localisation de la douleur et l'identification de la douleur connue du patient) (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017) dans l'identification des PG (Rathbone, Grosman-Rimon, and Kumbhare 2017; Donnelly and Simons 2019), sans oublier les critères minimum énoncés par Simons et Travell, nodule douloureux dans une bande tendue de muscle squelettique qui reproduit la douleur du patient, lorsque palpée (Simons and Travell 1999). Malgré toutes les précautions qui ont été prises, nous devons reconnaître que nous ne pouvons affirmer avec certitude que tous les points sur lesquels nous avons relevé des mesures de viscoélasticité sont effectivement des PG.

## **6.5 Épaisseur du tissu adipeux sous-cutané**

Quelques auteurs (Bizzini and Mannion 2003; Pamukoff et al. 2016) rapportent que l'épaisseur de la couche adipeuse sous-cutanée n'affectait pas l'exactitude des données recueillies avec le MyotonPro. En ce qui nous concerne, nous avons remarqué que la sonde avait tendance à rebondir sur la peau lorsque la couche de tissu adipeux sous-cutanée était plus importante, plus particulièrement chez les femmes avec un indice de masse corporelle (IMC) >30, où le tissu adipeux semblait plus lâche et moins dense. Dans ces cas particuliers, les mesures sont difficiles à effectuer et mènent à beaucoup de reprises de mesures en raison d'un coefficient de variation >3% de la mesure enregistrée par l'appareil. L'appareil est programmé pour prendre 5 mesures consécutives du point mesuré. Lorsqu'un coefficient de variation supérieur à 3% est enregistré entre les 5 mesures, l'appareil émet un son et les

données sont affichées en rouge sur le cadran de lecture. Le cas échéant, la mesure doit être reprise. Hypothétiquement, nous croyons qu'en lien avec cette observation, le MyotonPro serait moins fiable dans la mesure des PG qui sont enfouis sous une importante couche adipeuse. Comme la sonde du MyotonPro induit toujours une force de 0,58N, il est probable que cette force ne soit pas assez importante pour atteindre la profondeur du PG, lorsque la couche adipeuse est trop importante, le cas échéant, la mesure de viscoélasticité serait celle du tissu adipeux sus-jacent, plutôt que du PG. Si l'épaisseur de la couche de tissu adipeux a un impact sur la mesure de certains PG, on peut se questionner sur la capacité de l'appareil à mesurer des PG qui se situent dans des couches de muscles plus profondes, comme par exemple le petit fessier ou le muscle tibial postérieur. Cette hypothèse doit être vérifiée avec un protocole de recherche dans une étude ultérieure.

## **6.6 Position du bras**

Dans un désir de standardiser les prises de mesures, nous avons utilisé un bloc de yoga en bois, placé devant le participant, sur lequel reposait son avant-bras. En utilisant toujours le même bloc, nous étions certains de reproduire exactement la même position de l'épaule chez les participants. Malheureusement, comme les participants sont de grandeur et format différents, nous avons constaté que le bloc induisait un étirement et peut-être une mise en tension plus importante des muscles de la coiffe postérieure chez les participants de plus petite taille. Dans une étude où nous voudrions élaborer des normes de tension des PG, il serait important de s'assurer que le muscle évalué soit en position de repos chez tous les participants lors de la prise de mesure. Aussi, tel que rapporté par plusieurs auteurs (Bizzini and Mannion 2003; Leonard et al. 2003; Kerins et al. 2013), même si les participants sont positionnés dans une position détendue et confortable, certains individus ressentent de la douleur et ne peuvent pas complètement relaxer, ce qui a un impact direct sur les données recueillies. Un EMG de surface pourrait être utilisé dans ce cas, afin de déterminer si le muscle est complètement au repos.

## **6.7 Variation de mesures en lien avec la forme de l'épaule**

Même si le MyotonPro est doté d'un mécanisme intrinsèque (niveau) qui s'assure que l'appareil est placé perpendiculairement au plan de la peau, nous avons noté qu'à cause de la

forme de l'épaule de certains participants (4/35) il était difficile de bien positionner la sonde. Dans ces cas, l'appareil a beaucoup de difficulté à prendre une bonne séquence de mesure, la sonde tend à glisser sur la peau et les coefficients de variation (CCV) sont souvent supérieurs à 3%, ce qui demande de reprendre les mesures. Tel qu'il avait été rapporté par d'autres auteurs (Kerins et al. 2013; Chuang, Wu, and Lin 2012), nous avons noté que les variations des valeurs des mesures chez ces participants semblent plus importantes entre les sessions de mesures. Comme cette situation s'est présentée que chez 4/35 participants, nous ne croyons pas qu'il y ait eu un impact négatif sur nos résultats, mais il est tout de même important de souligner que ce pourrait être une limite à mesurer certains individus, voir même certains muscles selon leur situation géographique.

## **6.8 Forces et limites**

Ce projet de recherche comporte certaines limites. Premièrement, il faut mentionner que les thérapeutes n'étaient pas à l'aveugle et comme ils devaient s'assurer que les coefficients de variation étaient inférieurs à 3%, il était presque impossible de ne pas voir les résultats des autres paramètres qui se trouvaient sur l'écran. Ceci aurait pu influencer les thérapeutes et les mener à reprendre des mesures lorsque ceux-ci les trouvaient trop différentes de la première session de mesure. Toutefois, ceci impliquait de retenir plusieurs chiffres et la durée entre les sessions de mesure était somme toute assez longue de sorte que la menace de ce biais nous apparaît triviale. Cette étude s'est concentrée uniquement sur le muscle infraépineux chez une clientèle avec douleur chronique d'origine non traumatique à l'épaule (clientèle orthopédique), ce qui pourrait amener un biais de validité externe. On sait que chaque clientèle a ses particularités et chaque muscle est anatomiquement différent. Il faut rapporter qu'un possible biais de sélection soit aussi présent parce que le recrutement des participants de cette étude a principalement été fait au sein du Centre Hospitalier Université de Sherbrooke (CHUS) donc, majoritairement des employés du milieu de la santé et des étudiants de la Faculté de Médecine. Certains choix méthodologiques méritent d'être discutés. Premièrement, le choix d'utiliser un seul évaluateur pour localiser le PG afin d'évaluer la fidélité de l'appareil MyotonPro à mesurer les propriétés viscoélastiques d'un PG pose une limite à généralisabilité de nos résultats. En effet, ce choix méthodologique nous ne permet pas d'évaluer la fidélité de l'ensemble de la procédure incluant la localisation

du PG. Étant donné qu'il s'agissait de la première étude évaluant la fidélité du MyotonPro à mesurer les propriétés viscoélastiques d'un PG, il nous apparaissait important de nous assurer que l'appareil en soi démontrait une bonne fidélité (intra-inter-évaluateur et test-retest). Une prochaine étape de validation devra évaluer la procédure complète qui inclura l'identification des PG indépendante par les évaluateurs. En lien avec ce choix, nous avons retenu des CCI de type 3 (modèle mixte), un type de coefficient de corrélation intra-classe qui considère les évaluateurs comme étant fixes et les participants comme étant aléatoires (Weir 2005). Étant le premier projet de ce type, nous avons utilisé ce type de CCI encore une fois dans le but de vérifier si le MyotonPro était fidèle dans la mesure des propriétés viscoélastiques des PG chez les 2 évaluateurs du projet et sur notre échantillon. Nous sommes conscients que une CCI de type 2 (effet mixte aléatoire) nous démontrerait probablement des valeurs un peu plus basses et permettrait de généraliser les résultats à de multiples évaluateurs, mais le but de cette étude était d'amorcer un processus de validation du MyotonPro, tel que le titre du mémoire nous laisse présager.

Pour calculer les erreurs standard de mesure, notre choix s'est arrêté sur la formule suivante :  $SEM = SD * \sqrt{1 - ICC}$ . (où, SD est l'écart type dérivé de l'ANOVA  $\sqrt{MSw}$  (mean square total- within subject) (Schuck and Zwingmann 2003; Bruton, Conway, and Holgate 2000). Encore une fois ce choix est discutable, nous aurions pu utiliser la formule qui prend la racine carrée de l'erreur résiduelle, qui nous aurait permise d'obtenir une mesure de l'erreur indépendante du CCI, mais pour les mêmes raisons qu'énoncées pour le choix de CCI, nous avons décidé d'utiliser cette formule pour un premier projet de la sorte. Tel que discuté à la page 39 pour la révision de l'article scientifique, le tableau sera mis à jour avec les calculs de SEMeas (intégrés dans le futur tableau), ainsi que les MDCgroupe (voir tableau 2 du mémoire et futur tableau 5 de l'article). En comparant les mesures des SEM calculés avec la première méthode de calcul et ceux calculés avec la deuxième méthode (SEMeas) on note effectivement une légère différence, mais pas assez importante pour changer l'interprétation des données recueillies. Finalement, comme il n'existe aucune manière fiable d'identifier un PG, il se pourrait que certains points qui ont été identifiés comme étant des PG n'en soient pas.

Ce projet de recherche comporte également certaines forces. Cette étude était à notre connaissance la première à entamer un processus de validation sur la capacité d'un myotonomètre de mesurer les propriétés viscoélastiques sur des PG. L'évaluateur qui a identifié et marqué les PG avait plus de 20 ans d'expérience dans le domaine de l'identification, palpation et le traitement des PG. Les évaluateurs impliqués dans le projet de recherche ont été entraînés et les procédures ont été standardisées (Annexe 8). La position des participants a aussi été standardisée pour la prise de mesure et était toujours la même entre toutes les différentes sessions de mesures. Les critères diagnostiques utilisés dans l'identification des PG ont été identifiés à partir d'une revue de littérature rigoureuse et seulement les critères les plus fiables ont été utilisés (sensation de douleur référée, présence d'un sursaut lorsque le PG est palpé. Localisation de la douleur et identification de la douleur connue du patient) ont été utilisés, ce qui venait combler une lacune qui avait été identifiée par plusieurs auteurs auparavant (Lucas et al. 2009; Shah et al. 2015; Myburgh et al. 2011; Gerwin 2014; Sikdar et al. 2008). Les critères d'inclusions et d'exclusions ont soigneusement été sélectionnés afin d'avoir un échantillon assez homogène, pour ne pas inclure des participants avec des pathologies confondantes qui auraient pu influencer les données (ex. : capsulite, radiculopathie, etc.). Des changements minimums détectables ont aussi été calculés pour la fidélité test-retest (jour), pour chacune des propriétés viscoélastiques afin de nous donner des données qui sont plus concrètes et interprétables. Pour un clinicien qui voudrait utiliser le MyotonPro pour suivre l'évolution d'un patient dans le traitement des PG.

## **6.9 Retombées cliniques**

Les retombées de la présente étude sont significatives puisque les résultats supportent la validité discriminante et la fidélité inter, intra-évaluateur et test-retest du MyotonPro. Avec l'appui de ces nouvelles données démontrant d'excellentes propriétés métrologiques du MyotonPro dans l'évaluation des propriétés viscoélastiques des PG dans le muscle infraépineux chez des personnes avec douleur unilatérale d'origine non traumatique, les cliniciens et les chercheurs pourront ainsi utiliser cet outil pour évaluer objectivement les propriétés viscoélastiques des PG lorsque d'autres études auront validé l'appareil sur d'autres muscles et d'autres populations. Les cliniciens et les chercheurs auront ainsi accès à une nouvelle avenue valide et fiable pour objectiver les PG ainsi qu'investiguer la pathogenèse,

la pathophysiologie et l'effet des interventions auprès de patients atteints de conditions impliquant les PG comme dans syndromes myofasciaux, la fibromyalgie et les conditions musculosquelettiques présentant des PG. À l'aide des MCD, ils pourront vérifier si l'effet de leurs traitements a un effet significatif sur les propriétés viscoélastiques des PG.

Plusieurs auteurs (Shah et al. 2015; Sikdar et al. 2009; Mense 2003; Gerber et al. 2013), rapportent qu'actuellement seule la palpation est disponible comme outil clinique pour identifier et quantifier les PG. Les études disponibles manquaient souvent de rigueur à cause d'un manque d'objectivation diagnostique des PG et rapportaient qu'il existait un besoin criant de valider un outil ou une technique diagnostique qui pourrait rapporter plus que le caractère dichotomique (présence ou absence) des PG. Ces études (Shah et al. 2015; Sikdar et al. 2009; Gerber et al. 2013) soulevaient même que la controverse autour de l'existence des PG, reposait principalement sur ce problème d'objectivation, ne permettant pas de pouvoir élucider la pathogenèse et la pathophysiologie de la formation des PG. Shah et al. (2015) rapportent aussi que le manque de données objectives ne permet pas de poser des diagnostics avec assurance, car tout repose sur la présence ou l'absence d'un nodule douloureux, ce qui est subjectivement patient et thérapeute dépendant. Le MyotonPro est un appareil qui pourrait répondre à ce besoin imminent.

### **6.10 Recherches futures**

Le MyotonPro semble avoir un potentiel prometteur dans l'évaluation objective des PG. Nous croyons que des recherches futures devraient compléter la validation de cet appareil en effectuant des travaux sur différents muscles, situés à différentes profondeurs et chez différentes populations. Il serait intéressant de se pencher sur les propriétés diagnostiques du MyotonPro telles que la sensibilité et la spécificité, en proposant des valeurs seuils pour chacune des propriétés viscoélastiques mesurées par l'appareil et permettre au clinicien de connaître les pourcentages de certitude avec lesquels un diagnostic pourrait être posé en ce qui a trait à la présence ou l'absence d'un PG. Il est impératif de valider sa sensibilité au changement, afin de vérifier si cet appareil pourrait éventuellement servir à vérifier l'effet de nos interventions. Il serait aussi pertinent d'établir une validité de critères en comparant le MyotonPro à d'autres instruments tels que l'IRME ou l'échographie.

Finalement, une étude future pourrait évaluer la fidélité du processus dans son entièreté, incluant une identification à l'aveugle du PG par l'évaluateur et la prise de mesure avec le MyotonPro, afin de déterminer la validité et la fidélité absolue de l'intervention complète en utilisant des modèles de calculs qui permettraient une généralisabilité des résultats.

## CHAPITRE 7 : CONCLUSION

Le projet de recherche sur lequel porte le présent mémoire s'est intéressé à l'objectivation et la quantification des PG, qui semble être actuellement inaccessible cliniquement. La littérature actuelle rapporte qu'en raison du manque d'évaluation objective des PG, il nous est présentement difficile de déterminer les meilleurs critères diagnostiques pour les identifier, de mesurer l'effet de nos interventions et même comprendre l'étiologie exacte et la pathogenèse des PG. Les résultats du présent projet de recherche démontrent qu'il est possible de quantifier les propriétés viscoélastiques (raideur, élasticité et tonus) des PG à l'aide du MyotonPro chez de personnes avec douleur chronique unilatérale d'origine non traumatique dans le muscle infraépineux, de façon valide et fidèle. L'étude de la validité discriminante nous a permis d'observer des valeurs statistiquement différentes de la raideur, de l'élasticité et du tonus des PG, lorsque comparés aux PT. La fidélité du MyotonPro à mesurer les propriétés viscoélastiques (raideur, tonus et élasticité) a démontré des coefficients de corrélation excellente en intra et en inter évaluateurs et de bon à excellent en intra évaluateur inter session. Le calcul des erreurs standard de mesures et des minimum cliniquement détectable nous a donné des valeurs assez petites pour nous permettre de pouvoir utiliser l'appareil en clinique pour suivre le progrès d'un patient en traitement. Des études futures sont recommandées afin d'examiner les propriétés métrologiques de l'appareil pour d'autres muscles et chez d'autres populations. Il serait également pertinent de comparer le MyotonPro à d'autres outils de mesure qui sont jugés sensibles, spécifiques et fidèles, mais trop coûteux et difficiles à opérer pour une utilisation clinique afin de compléter le processus de validation de l'appareil. Le MyotonPro pourrait possiblement permettre des avancements significatifs dans le domaine des PG et des douleurs d'origine musculosquelettique en permettant, entre autres, à mieux comprendre la pathophysiologie et la pathogenèse de la formation des PG.



## LISTE DES RÉFÉRENCES

- Al-Shenqiti, A.M., and J.A. Oldham. 2005. 'Test-retest reliability of myofascial trigger point detection in patients with rotatory cuff tendonitis', *Clin. Rehabil.*, 19: 482-87.
- Albuquerque-Sendin, F., P.R. Camargo, A. Vieira, and T.F. Salvini. 2013. 'Bilateral myofascial trigger points and pressure pain thresholds in the shoulder muscles in patients with unilateral shoulder impingement syndrome: a blinded, controlled study', *Clin. J. Pain*, 29: 478-86.
- Arendt-Nielsen, L., K. A. Sluka, and H. L. Nie. 2008. 'Experimental muscle pain impairs descending inhibition', *Pain*, 140: 465-71.
- Arendt-Nielsen, L., and P. Svensson. 2001. 'Referred muscle pain: basic and clinical findings', *Clin J Pain*, 17: 11-9.
- Ballyns, J. J., J. P. Shah, J. Hammond, T. Gebreab, L. H. Gerber, and S. Sikdar. 2011. 'Objective sonographic measures for characterizing myofascial trigger points associated with cervical pain', *J Ultrasound Med*, 30: 1331-40.
- Barbero, M., P. Bertoli, C. Cescon, F. Macmillan, F. Coutts, and R. Gatti. 2012. 'Intra-rater reliability of an experienced physiotherapist in locating myofascial trigger points in upper trapezius muscle', *J Man Manip Ther*, 20: 171-7.
- Bizzini, M., and A. F. Mannion. 2003. 'Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18: 459-61.
- Bongers, P.M. 2001. 'The cost of shoulder pain at work', *BMJ*, 322: 64-65.
- Bron, C., A. de Gast, J. Dommerholt, B. Stegenga, M. Wensing, and R. A. Oostendorp. 2011. 'Treatment of myofascial trigger points in patients with chronic shoulder pain: a randomized, controlled trial', *BMC Med*, 9: 8.
- Bron, C., and J. D. Dommerholt. 2012. 'Etiology of myofascial trigger points', *Curr Pain Headache Rep*, 16: 439-44.
- Bron, C., J. Dommerholt, B. Stegenga, M. Wensing, and R. A. Oostendorp. 2011. 'High prevalence of shoulder girdle muscles with myofascial trigger points in patients with shoulder pain', *BMC Musculoskelet Disord*, 12: 139.
- Bruton, A., J.H. Conway, and S.T. Holgate. 2000. 'Reliability: What is it, and how is it measured?', *Physiotherapy*, 86: 94-99.
- Cannon, Walter B., and Arturo Rosenblueth. 1949. *The supersensitivity of denervated structures; a law of denervation* (Macmillan: New York).
- Celik, D., and I. Yeldan. 2011. 'The relationship between latent trigger point and muscle strength in healthy subjects: a double-blind study', *J Back Musculoskelet Rehabil*, 24: 251-6.
- Chang, CW, YR Chen, and KF Chang. 2008. 'Evidence of neuroaxonal degeneration in myofascial pain syndrome: a study of neuromuscular jitter by axonal microstimulation', *Eur J Pain*, 12: 1026-30.
- Chen, Q., J. Basford, and K. N. An. 2008. 'Ability of magnetic resonance elastography to assess taut bands', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23: 623-9.
- Chuang, L. L., C. Y. Wu, and K. C. Lin. 2012. 'Reliability, validity, and responsiveness of myotonometric measurement of muscle tone, elasticity, and stiffness in patients with stroke', *Arch Phys Med Rehabil*, 93: 532-40.

- Cicchetti, D. 1994. 'Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology', *Psycho Asses*, 6(4).
- Cifelli, C., F. Bourassa, L. Garipey, K. Banas, M. Benkhalti, and J. M. Renaud. 2007. 'KATP channel deficiency in mouse flexor digitorum brevis causes fibre damage and impairs Ca<sup>2+</sup> release and force development during fatigue in vitro', *J Physiol*, 582: 843-57.
- Couppé, C., A. Midttun, J. Hilden, U. Jørgensen, P. Oxholm, and A. Fuglsang-Frederiksen. 2001. 'Spontaneous Needle Electromyographic Activity in Myofascial Trigger Points in the Infrapinatus Muscle: A Blinded Assessment', *J of Muscu Pain*, 9: 7-16.
- Davidson, M. J., A. L. Bryant, W. F. Bower, and H. C. Frawley. 2017. 'Myotonometry Reliably Measures Muscle Stiffness in the Thenar and Perineal Muscles', *Physiother Can*, 69: 104-12.
- Dommerholt, J. 2011. 'Dry Needling: Peripheral and Central considerations', *J Man Manip Ther*, 19.
- Dommerholt, Jan, Carel Bron, and Jo Franssen. 2006. 'Myofascial Trigger Points: An Evidence-Informed Review', *J Man Manip Ther*, 14: 203-21.
- Donnelly, Joseph M., and David G. Simons. 2019. *Travell, Simons & Simons' myofascial pain and dysfunction : the trigger point manual* (Wolters Kluwer Health: Philadelphia).
- Dworkin, R. H., D. C. Turk, J. T. Farrar, J. A. Haythornthwaite, M. P. Jensen, N. P. Katz, R. D. Kerns, G. Stucki, R. R. Allen, N. Bellamy, D. B. Carr, J. Chandler, P. Cowan, R. Dionne, B. S. Galer, S. Hertz, A. R. Jadad, L. D. Kramer, D. C. Manning, S. Martin, C. G. McCormick, M. P. McDermott, P. McGrath, S. Quessy, B. A. Rappaport, W. Robbins, J. P. Robinson, M. Rothman, M. A. Royal, L. Simon, J. W. Stauffer, W. Stein, J. Tollett, J. Wernicke, and J. Witter. 2005. 'Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations', *Pain*, 113: 9-19.
- Fernandez-de-las-Penas, C., and J. Dommerholt. 2014. 'Myofascial trigger points: Peripheral or Central Phenomenon?', *Curr. Rheumatol. Rep.*, 16.
- Fischer, A. A. 1987. 'Pressure algometry over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold', *Pain*, 30: 115-26.
- Fishbain, D. A., M. Goldberg, B. R. Meagher, R. Steele, and H. Rosomoff. 1986. 'Male and female chronic pain patients categorized by DSM-III psychiatric diagnostic criteria', *Pain*, 26: 181-97.
- Forsman, M., L. Birch, Q. Zhang, and R. Kadefors. 2001. 'Motor unit recruitment in the trapezius muscle with special reference to coarse arm movements', *J Electromyogr Kinesiol*, 11: 207-16.
- Freeman, M.D., A. Nystrom, and C. Centeno. 2009. 'Chronic whiplash and central sensitization; an evaluation of the role of a myofascial trigger points in pain modulation', *J. Brachial Plex. Peripher. Nerve Inj.*, 4: 2.
- Fricton, J. R., R. Kroening, D. Haley, and R. Siegert. 1985. 'Myofascial pain syndrome of the head and neck: a review of clinical characteristics of 164 patients', *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 60: 615-23.
- Gajdosik, R. L. 2001. 'Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16: 87-101.

- Ge, H. Y., L. Arendt-Nielsen, and P. Madeleine. 2012. 'Accelerated muscle fatigability of latent myofascial trigger points in humans', *Pain Med*, 13: 957-64.
- Ge, H. Y., C. Fernandez-de-las-Penas, and L. Arendt-Nielsen. 2006a. 'Sympathetic facilitation of hyperalgesia evoked from myofascial tender and trigger points in patients with unilateral shoulder pain', *Clin Neurophysiol*, 117: 1545-50.
- Ge, H. Y., C. Fernandez-de-Las-Penas, P. Madeleine, and L. Arendt-Nielsen. 2008. 'Topographical mapping and mechanical pain sensitivity of myofascial trigger points in the infraspinatus muscle', *Eur J Pain*, 12: 859-65.
- Ge, H.-Y., and L. Arendt-Nielsen. 2011. 'Latent Myofascial Trigger Points', *Curr Pain Headache Rep*, 15: 386-92.
- Gerber, L. H., S. Sikdar, K. Armstrong, G. Diao, J. Heimur, J. Kopecky, D. Turo, P. Otto, T. Gebreab, and J. Shah. 2013. 'A systematic comparison between subjects with no pain and pain associated with active myofascial trigger points', *Pm r*, 5: 931-8.
- Gerwin, R. D. 2014. 'Diagnosis of myofascial pain syndrome', *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 25: 341-55.
- Gerwin, R.D. 2001. 'Classification, epidemiology and natural history of myofascial pain syndrome', *Curr Pain Headache Rep*, 5: 412-20.
- Gerwin, R.D., J. Dommerholt, and J.P. Shah. 2004. 'An expansion of Simons' integrated hypothesis of trigger point formation.', *Curr Pain Headache Rep*, 8: 468-75.
- Gerwin, R.D., S. Shannon, H. Chang-Zern, D. Hubbard, and R. Gevirtz. 1997. 'Interrater reliability in myofascial trigger point examination', *Pain*, 69: 65-73.
- Hägg, GM. 1988. 'New explanation for muscle damage as a result of static loads in the neck and shoulder', *Arbete Människa Miljö*, 4: 260-62.
- Hägg, GM. 2003. 'The Cinderella Hypothesis.' in Johansson H et al. eds (ed.), *Chronic work-related myalgia* (University Press: Gävle, Sweden).
- Henneman, E, G Somjen, and DO Carpenter. 1965. 'Excitability and inhibability of motoneurons of different sizes', *J Neurophysiol*, 28: 599-620.
- Hidalgo-Lozano A., C. Fernandez-de-las-Penas, Alonso-Blanco C., H.Y. Ge, Arendt-Nielsen L., and Arroyo-Morales M. 2010. 'Muscle trigger points and pressure pain hyperalgesia in the shoulder muscles in patients with unilateral shoulder impingement: a blinded, controlled study', *Exp. Brain Res.*, 202: 915-25.
- Hong, Chang-Zern, and David G. Simons. 1998. 'Pathophysiologic and electrophysiologic mechanisms of myofascial trigger points', *Arch Phys Med Rehabil*, 79: 863-72.
- Hubbard, D. R., and G. M. Berkoff. 1993. 'Myofascial trigger points show spontaneous needle EMG activity', *Spine (Phila Pa 1976)*, 18: 1803-7.
- Jafri, M. S. 2014. 'Mechanisms of Myofascial Pain', *Int Sch Res Notices*, 2014.
- Kerins, C. M., S. D. Moore, T. A. Butterfield, P. O. McKeon, and T. L. Uhl. 2013. 'Reliability of the myotonometer for assessment of posterior shoulder tightness', *Int J Sports Phys Ther*, 8: 248-55.
- Kuan, T. S., J. T. Chen, S. M. Chen, C. H. Chien, and C. Z. Hong. 2002. 'Effect of botulinum toxin on endplate noise in myofascial trigger spots of rabbit skeletal muscle', *Am J Phys Med Rehabil*, 81: 512-20; quiz 21-3.
- Kuan, T. S., C. Z. Hong, J. T. Chen, S. M. Chen, and C. H. Chien. 2007. 'The spinal cord connections of the myofascial trigger spots', *Eur J Pain*, 11: 624-34.
- Kumbhare, D. A., A. H. Elzibak, and M. D. Noseworthy. 2016. 'Assessment of Myofascial Trigger Points Using Ultrasound', *Am J Phys Med Rehabil*, 95: 72-80.

- Leonard, C. T., W. P. Deshner, J. W. Romo, E. S. Suoja, S. C. Fehrer, and E. L. Mikhailenok. 2003. 'Myotonometer intra- and interrater reliabilities', *Arch Phys Med Rehabil*, 84: 928-32.
- Li, X., H. Shin, and P. Zhou. 2017. 'Assessing muscle spasticity with Myotonometric and passive stretch measurements: validity of the Myotonometer', *Scientific Reports*, 7: 1-7.
- Lidstrom, A., G. Ahlsten, H. Hirschfeld, and S. Norrlin. 2009. 'Intrarater and interrater reliability of Myotonometer measurements of muscle tone in children', *J Child Neurol*, 24: 267-74.
- Lucas, K.R., B.I. Polus, and P.S. Rich. 2004. 'Latent myofascial trigger points: their effects on muscle activation and movement efficiency', *Journal of Bodywork & Movement Therapies*, 8: 160-66.
- Lucas, K.R., P.A. Rich, and B.I. Polus. 2010. 'Muscle activation patterns in the scapular positioning during loaded scapular plane elevation: the effects of Latent Myofascial Trigger Points', *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 25: 765-70.
- Lucas, N., P. Macaskill, L. Irwig, R. Moran, and N. Bogduk. 2009. 'Reliability of physical examination for diagnosis of myofascial trigger points', *Clin J Pain*, 25: 80-89.
- Lynch, Mary E. 2011. 'The need for a Canadian pain strategy', *Pain res man*, 16: 77-80.
- Magnusson, S. P. 1998. 'Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review', *Scand J Med Sci Sports*, 8: 65-77.
- Masi, A. T., and J. C. Hannon. 2008. 'Human resting muscle tone (HRMT): narrative introduction and modern concepts', *J Bodyw Mov Ther*, 12: 320-32.
- Mayoral Del Moral, O., M. Torres Lacomba, I. J. Russell, O. Sanchez Mendez, and B. Sanchez Sanchez. 2018. 'Validity and Reliability of Clinical Examination in the Diagnosis of Myofascial Pain Syndrome and Myofascial Trigger Points in Upper Quarter Muscles', *Pain Med*, 19: 2039-50.
- Mense, S. 1994. 'Referral of muscle pain: New aspects', *J Pain*, 3: 1-9.
- Mense, S. 2003. 'The pathogenesis of muscle pain', *Curr Pain Headache Rep*, 7: 419-25.
- Mense, S. 2004. 'Neurobiological basis for the use of botulinum toxin in pain therapy', *J Neurol*, 251 Suppl 1: I1-7.
- Mense, S. 2010. 'How do muscle lesions such as latent and active trigger points influence central nociceptive neurons?', *J Musculoskelet Pain*, 18: 348-53.
- Mense, S., and R. Gerwin. 2010. *Muscle pain: diagnosis and treatment* (Springer-Verlag : Berlin Heidelberg).
- Mitchell, C., A. Adebajo, E. Hay, and A. Carr. 2005. 'Shoulder pain: diagnosis and management in primary care', *Bmj*, 331: 1124-8.
- Mora-Relucio, R., S. Nunez-Nagy, T. Gallego-Izquierdo, A. Rus, G. Plaza-Manzano, N. Romero-Franco, A. Ferragut-Garcias, and D. Pecos-Martin. 2016. 'Experienced versus Inexperienced Interexaminer Reliability on Location and Classification of Myofascial Trigger Point Palpation to Diagnose Lateral Epicondylalgia: An Observational Cross-Sectional Study', *Evid Based Complement Alternat Med*, 2016: 6059719.
- Myburgh, C., A. H. Larsen, and J. Hartvigsen. 2008. 'A systematic, critical review of manual palpation for identifying myofascial trigger points: evidence and clinical significance', *Arch Phys Med Rehabil*, 89: 1169-76.

- Myburgh, C., H. H. Lauridsen, A. H. Larsen, and J. Hartvigsen. 2011. 'Standardized manual palpation of myofascial trigger points in relation to neck/shoulder pain; the influence of clinical experience on inter-examiner reproducibility', *Man Ther*, 16: 136-40.
- Niddam, D. M. 2009. 'Brain manifestation and modulation of pain from myofascial trigger points', *Curr Pain Headache Rep*, 13: 370-5.
- Ostor, A.J., C.A. Richards, A.T. Prevost, C.A. Speed, and B.L. Hazleman. 2005. 'Diagnosis and relation to general health of shoulder disorders presenting to primary care', *Rheumatology*, 44: 800-05.
- Pamukoff, D. N., S. E. Bell, E. D. Ryan, and J. T. Blackburn. 2016. 'The Myotonometer: Not a Valid Measurement Tool for Active Hamstring Musculotendinous Stiffness', *J Sport Rehabil*, 25: 111-6.
- Panjabi, M. M. 1992. 'The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement', *J Spinal Disord*, 5: 383-9; discussion 97.
- Papadonikolakis, A., M. McKenna, W. Warne, B. I. Martin, and F. A. Matsen, 3rd. 2011. 'Published evidence relevant to the diagnosis of impingement syndrome of the shoulder', *J Bone Joint Surg Am*, 93: 1827-32.
- Partanen, J. V., T. A. Ojala, and J. P. Arokoski. 2010. 'Myofascial syndrome and pain: A neurophysiological approach', *Pathophysiology*, 17: 19-28.
- Pruyn, E. C., M. L. Watsford, and A. J. Murphy. 2016. 'Validity and reliability of three methods of stiffness assessment', *J Sport Health Sci*, 5: 476-83.
- Quintner, J. L., G. M. Bove, and M. L. Cohen. 2015. 'A critical evaluation of the trigger point phenomenon', *Rheumatology (Oxford)*, 54: 392-9.
- Rathbone, A., L. Grosman-Rimon, and D.A. Kumbhare. 2017. 'Interrater Agreement of Manual Palpation for Identification of Myofascial Trigger Points: A Systematic Review and Meta-Analysis', *The Clinical Journal of Pain*.
- Rickards, L.D. . 2006. 'The effectiveness of non-invasive treatments for active myofascial trigger point pain: a systematic review of the literature', *Int. J. Osteopathic Med*, 9: 120-36.
- Rickards, L.D. 2009. 'Therapeutic needling in osteopathic practice: an evidence-informed perspective', 12: 2-13.
- Roja, Z., V. Kalkis, A. Vain, H. Kalkis, and M. Eglite. 2006. 'Assessment of skeletal muscle fatigue of road maintenance workers based on heart rate monitoring and myotonometry', *J occup med toxico*, 1: 1-9.
- Schambra, Heidi M., R. Todd Ogden, Isis E. Martínez-Hernández, Xuejing Lin, Y. Brenda Chang, Asif Rahman, Dylan J. Edwards, and John W. Krakauer. 2015. 'The reliability of repeated TMS measures in older adults and in patients with subacute and chronic stroke', *Frontiers in cellular neuroscience*, 9: 335-35.
- Schuck, P., and C. Zwingmann. 2003. 'The 'smallest real difference' as a measure of sensitivity to change: a critical analysis', *Int J Rehabil Res*, 26: 85-91.
- Scott, K., M. Benkhalti, N. D. Calvert, M. Paquette, L. Zhen, M. E. Harper, O. Y. Al-Dirbashi, and J. M. Renaud. 2016. 'KATP channel deficiency in mouse FDB causes an impairment of energy metabolism during fatigue', *Am J Physiol Cell Physiol*, 311: C559-c71.
- Sergienko, S., and L. Kalichman. 2015. 'Myofascial origin of shoulder pain: A literature review', *J Bodyw Mov Ther*, 19: 91-101.

- Shah, J. P., J. V. Danoff, M. J. Desai, S. Parikh, L. Y. Nakamura, T. M. Phillips, and L. H. Gerber. 2008. 'Biochemicals associated with pain and inflammation are elevated in sites near to and remote from active myofascial trigger points', *Arch Phys Med Rehabil*, 89: 16-23.
- Shah, J. P., T. M. Phillips, J. V. Danoff, and L. H. Gerber. 2005. 'An in vivo microanalytical technique for measuring the local biochemical milieu of human skeletal muscle', *J Appl Physiol* (1985), 99: 1977-84.
- Shah, J. P., N. Thaker, J. Heimur, J. V. Aredo, S. Sikdar, and L. Gerber. 2015. 'Myofascial Trigger Points Then and Now: A Historical and Scientific Perspective', *Pm r*, 7: 746-61.
- Sharkey, N.A., and R.A.T. Marder. 1995. 'The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head.', *AJSM*, 23: 270-75.
- Shrout, P. E., and J. L. Fleiss. 1979. 'Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability', *Psychol Bull*, 86: 420-8.
- Sikdar, S., J. P. Shah, E. Gilliams, T. Gebreab, and L. H. Gerber. 2008. 'Assessment of myofascial trigger points (MTrPs): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography', *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2008: 5585-8.
- Sikdar, Siddhartha, Jay P. Shah, T. Gebreab, Y. Ru-Huey, E. Gilliams, J. Danoff, and Lynn Gerber, H. 2009. 'Novel Applications of Ultrasound Technology to Visualize and Characterize Myofascial Trigger Points and Surrounding Soft Tissue', *Arch Phys Med Rehabil*, 90: 1829-38.
- Simons, D. G. 2004. 'Review of enigmatic MTrPs as a common cause of enigmatic musculoskeletal pain and dysfunction', *J Electromyogr Kinesiol*, 14: 95-107.
- Simons, D. G., and S. Mense. 1998. 'Understanding and measurement of muscle tone as related to clinical muscle pain', *Pain*, 75: 1-17.
- Simons, D. G., and W. C. Stolov. 1976. 'Microscopic features and transient contraction of palpable bands in canine muscle', *Am J Phys Med*, 55: 65-88.
- Simons, D.G., J.G. Travell, and L.S. Simons. 1999. *Myofascial Pain and Dysfunction: The Trigger Point Manual, Volume 1. Upper Half of Body. Vol 2nd ed.* (Lippincott Williams & Wilkins: Baltimore).
- Skootsky, S. A., B. Jaeger, and R. K. Oye. 1989. 'Prevalence of myofascial pain in general internal medicine practice', *West J Med*, 151: 157-60.
- Srbely, J.Z., J.P. Dickey, D. Lee, and M. Lowerison. 2010. 'Dry Needle Stimulation of Myofascial Trigger points evokes segmental anti-nociceptive effects', *J Rehabil Med*, 42: 463-68.
- Treaster, D, WS Marras, D Burr, JE Sheedy, and D Hart. 2006. 'Myofascial trigger point development from visual and postural stressor during computer work', *J Electromyogr Kinesiol*, 16: 115-24.
- Trough E, White A, and Richards S. 2007. 'Variability of criteria used to diagnosis myofascial trigger point pain syndromedevidence from a review of the literature.', *Clin J Pain*, 23: 278-86.
- Trough, E.A., A.R. White, M. Cummings, S.H. RICHARDS, and J.L. CAMPBELL. 2009. 'Acupuncture and dry needling in the management of myofascial trigger point pain : A systematic review ans meta-analysis of randomnised controlled trials', *Eur J pain*, 13: 3-10.

- Vanderweeen, L., R. A. Oostendorp, P. Vaes, and W. Duquet. 1996. 'Pressure algometry in manual therapy', *Man Ther*, 1: 258-65.
- Waersted, M., T. Eken, and R. H. Westgaard. 1996. 'Activity of single motor units in attention-demanding tasks: firing pattern in the human trapezius muscle', *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 72: 323-9.
- Walter, S. D., M. Eliasziw, and A. Donner. 1998. 'Sample size and optimal designs for reliability studies', *Stat Med*, 17: 101-10.
- Wang, C., H. Y. Ge, J. M. Ibarra, S. W. Yue, P. Madeleine, and L. Arendt-Nielsen. 2012. 'Spatial pain propagation over time following painful glutamate activation of latent myofascial trigger points in humans', *J Pain*, 13: 537-45.
- Wang, S.M., Z.N. Kain, and P.F. White. 2008. 'Acupuncture Analgesia: clinical considerations', *Anesth Analg*, 106: 611-21.
- Weeks, VD, and J Travell. 1957. 'How to give painless injections', *AMA Scientific Exhibits*, 57: 318-22.
- Weir, J. P. 2005. 'Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM', *J Strength Cond Res*, 19: 231-40.
- Wilson, M. G., J. N. Lavis, and M. E. Ellen. 2015. 'Supporting chronic pain management across provincial and territorial health systems in Canada: Findings from two stakeholder dialogues', *Pain Res Manag*, 20: 269-79.
- Zhou, JY, and D Wang. 2014. 'An update on botulinum toxin A injections of trigger points for myofascial pain', *Curr Pain Headache Rep*, 18.

**ANNEXE 1**

Lettre d'approbation du comité éthique de la recherche en santé chez l'humain du  
Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke





Sherbrooke, le 12 décembre 2017

FMSS École de réadaptation  
Université de Sherbrooke

**Objet : Approbation finale du projet de recherche par le  
Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS**

**Projet #2018-2602 - Projet Myoton**

Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle  
infraépineux chez des personnes avec douleur chronique non traumatique à l'épaule

Bonjour Pre

Le Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS a pris connaissance en comité restreint de vos réponses et des documents suivants déposés via la plate-forme Nagano à la suite de l'approbation conditionnelle du projet cité en rubrique.

**Formulaire 20-18217** déposé le **11 décembre 2017** incluant :

- A1.version5\_FormulairedeconsentementprojetMyotonPro\_ rév CÉR 2017-12-06\_MR(09-12).doc
- A5.afficheversion2\_09-12\_MR.docx
- A6.lettre de remerciementversion2\_09-12.docx
- A2.personnesnonretenues\_version2\_MR09-12.docx

Comme les réponses soumises et les modifications apportées à ces documents ont été jugées satisfaisantes, il nous fait plaisir de vous informer que votre projet a été **approuvé au plan éthique** par le CÉR du CIUSSS de l'Estrie - CHUS le **12 décembre 2017** et ce, pour une période de 12 mois, soit jusqu'au **12 décembre 2018**.

Liste des documents approuvés:

- Protocole de recherche, version 4 du 5 décembre 2017
- Formulaire de consentement, version du 9 décembre 2017
- Affiche, version du 9 décembre 2017
- Lettre de remerciement, version du 9 décembre 2017
- Lettre pour personnes non-retenues, version du 9 décembre 2017

**Notes importantes:**

Seule la version finale du formulaire de consentement portant le sceau du CÉR devra être utilisée pour signature par les participants à la recherche (voir Nagano, onglet "Fichiers"). À noter que l'affiche et les lettres sont aussi en version finale dans l'onglet «Fichiers» de ce projet.

Vous devez attendre l'autorisation du Directeur administratif de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS avant de débuter la recherche. Certains aspects de la convenance organisationnelle doivent être évalués avant le début du recrutement des participants. Cette autorisation du Directeur administratif de la recherche s'ajoute à l'approbation du Comité d'éthique.

poste 13473, pour obtenir les conseils et le soutien voulu.

Vous souhaitant tout le succès escompté dans le déroulement de cette étude, nous vous prions d'agréer l'expression de nos sentiments les meilleurs.

Directeur administratif de la recherche  
Centre intégré universitaire de santé et de services sociaux  
de l'Estrie - Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke

**ANNEXE 2**  
Formulaire de consentement



## FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT A LA RECHERCHE

**Titre du projet:** Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec douleur chronique, non traumatique à l'épaule

**Numéro du projet :** 2018-2602

**Chercheuse principale:**

**Chercheuses associées:**

### POUR INFORMATION

**Du lundi au vendredi entre 8h et 16h, vous pouvez communiquer avec :**

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche parce que nous souhaitons vérifier si l'appareil MyotonPro est apte à mesurer la tension, l'élasticité et la raideur d'un point gâchette (noeud) dans un muscle de l'épaule (infraépineux) et de vérifier s'il est capable de mesurer le relâchement après qu'une aiguille d'acupuncture ait été insérée dans le noeud pour le relâcher. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent. Si vous acceptez de participer au projet de recherche, vous devrez signer le formulaire de consentement à la fin du présent document et nous vous en remettrons une copie pour vos dossiers.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les risques et inconvénients ainsi que les avantages, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Il peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions nécessaires à la chercheuse responsable du projet ou aux autres personnes affectées au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

**Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec une douleur chronique, non traumatique à l'épaule**

---

### **NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE**

Le MyotonPro est un appareil non invasif qui mesure la tension dans les muscles à l'aide d'un petit levier qui donne des impulsions sur le muscle. Le levier, enregistre la déformation du nœud dans le muscle et calcule le tonus, l'élasticité et la raideur et retransmet ces données dans l'appareil pour permettre à la chercheuse d'obtenir des mesures biomécaniques. Le muscle infraépineux est un muscle très important dans la stabilisation de l'épaule et les points gâchettes (nœuds) qui y siègent, peuvent être en partie responsables des dysfonctions et douleurs ressenties à l'épaule. L'objectif du présent projet de recherche est de vérifier si le MyotonPro peut mesurer la différence entre un nœud et un point détendu dans le muscle infraépineux, si les données recueillies par deux évaluateurs différents à l'aide de l'appareil sont les mêmes et si, suite à une intervention pour relâcher le nœud à l'aide d'une aiguille d'acupuncture, l'appareil est capable de détecter le changement survenu dans la tension, la raideur et l'élasticité du nœud. Il s'agit d'un appareil non invasif comprenant une sonde reliée à un ordinateur muni d'un écran. Nous souhaitons recruter trente-quatre participants adultes qui présentent des douleurs à une épaule sans avoir subi de traumatisme.

### **DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE**

Si vous acceptez de participer au projet, vous devrez vous présenter au Centre de Recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke (CRCHUS). Votre participation requiert deux visites d'une durée d'environ 45 minutes qui se dérouleront sur 2 jours consécutifs.

Une fois sur place, le formulaire de consentement vous sera présenté et expliqué par le responsable du projet afin d'obtenir votre consentement libre et éclairé à participer. Vous devrez ensuite remplir 2 questionnaires, un portant sur des informations générales (ex. : âge, sexe, poids, dominance, antécédents médicaux, médication) et un sur la fonction de votre bras (DASH). Si vous êtes admis dans l'étude, on vous demandera de dévêtir votre épaule douloureuse en portant une jaquette d'hôpital ou une camisole. Un physiothérapeute identifiera à l'aide d'un crayon feutre, à l'aide d'un X, le point gâchette (nœud) et le point témoin sur votre muscle infraépineux. Les 2 évaluateurs prendront à 2 reprises les mesures à l'aide de l'appareil MyotonPro (environ 5 minutes). Le lendemain, lors de la deuxième séance, la même procédure sera répétée et si vous êtes toujours d'accord, l'évaluateur 1 procèdera à l'insertion d'une aiguille d'acupuncture dans votre nœud afin de tenter de le faire relâcher. Il se peut qu'il doive insérer l'aiguille à quelques reprises et même utiliser un deuxième type d'aiguille pour faire relâcher le nœud. À la suite de l'insertion de l'aiguille il reprendra une mesure avec le MyotonPro. Vous serez dirigé dans une salle de repos ou des rafraichissements seront offerts pour un repos de 30 minutes, ensuite, une dernière mesure sera prise avec le MyotonPro.

### **RISQUES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE**

L'insertion d'une aiguille sèche dans votre muscle infraépineux comporte des risques. La technique utilisée est une technique très sécuritaire et si vous présentiez des risques majeurs, vous n'auriez pas été sélectionné pour notre étude. Dans la technique qui sera utilisée, les risques auxquels vous vous exposez sont les suivants : possibilité de léger

**Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec une douleur chronique, non traumatique à l'épaule**

saignement et ecchymose, possibilité de ressentir une légère courbature qui pourrait durer de 30 minutes à 2 jours, légère douleur ou inconfort lors de la technique, possibilité d'accrocher un petit nerf et créer une irritation nerveuse, et possibilité d'un pneumothorax (dans le cas improbable où l'aiguille traverserait l'omoplate). Le cas échéant, vous seriez dirigé à l'urgence. La technique d'insertion d'aiguille sera prodiguée par une physiothérapeute clinicienne qualifiée et expérimentée dans la technique.

**INCONVÉNIENTS POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE**

Votre participation à la recherche ne devrait pas comporter d'inconvénients significatifs, si ce n'est que le fait de donner de votre temps et de vous déplacer pour les 2 rencontres.

**AVANTAGES POUVANT DÉCOULER DE VOTRE PARTICIPATION AU PROJET DE RECHERCHE**

Votre participation à ce projet de recherche vous apportera l'avantage de faire examiner votre épaule par un professionnel de la santé. Un programme d'exercices et des conseils vous seront remis à la fin du projet et l'insertion d'aiguille pourrait vous apporter un certain soulagement. À cela s'ajoute le fait que vous allez contribuer à l'avancement des connaissances entourant l'évaluation objective des points gâchettes.

**PARTICIPATION VOLONTAIRE ET POSSIBILITÉ DE RETRAIT**

Votre participation à ce projet de recherche est volontaire. Vous êtes donc libre de refuser d'y participer. Vous pouvez également vous retirer de ce projet à n'importe quel moment, sans avoir à donner de raisons, en informant l'équipe de recherche.

La chercheuse responsable de ce projet de recherche et le comité d'éthique de la recherche peuvent mettre fin à votre participation, sans votre consentement. Cela peut se produire si de nouvelles découvertes ou informations indiquent que votre participation au projet n'est plus dans votre intérêt, si vous ne respectez pas les consignes du projet de recherche ou encore s'il existe des raisons administratives d'abandonner le projet.

À moins d'avis contraire de votre part, si vous vous retirez du projet ou êtes retiré du projet, l'information déjà recueillie dans le cadre de ce projet sera néanmoins conservée, analysée ou utilisée pour assurer l'intégrité du projet.

Toute nouvelle connaissance acquise durant le déroulement du projet qui pourrait avoir un impact sur votre décision de continuer à participer à ce projet vous sera communiquée rapidement.

**CONFIDENTIALITÉ**

***Cueillette – Fins pour lesquelles des renseignements personnels sont demandés***

Durant votre participation à ce projet de recherche, la chercheuse responsable de ce projet ainsi que son personnel recueilleront, dans un dossier de recherche, les renseignements vous concernant et nécessaires pour répondre aux objectifs

Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec une douleur chronique, non traumatique à l'épaule

scientifiques de ce projet de recherche.

Cueillette – Quels renseignements personnels sont demandés

Ces renseignements peuvent comprendre les informations concernant votre état de santé passé et présent, vos habitudes de vie ainsi que les résultats de tous les tests, examens et procédures qui seront réalisés. Les renseignements recueillis peuvent aussi comprendre d'autres renseignements tels que votre nom, votre sexe et votre date de naissance.

Conservation des renseignements/données – Protection

Tous les renseignements recueillis demeureront confidentiels dans les limites prévues par la loi. Vous ne serez identifié que par un numéro de code. La clé du code reliant votre nom à votre dossier de recherche sera conservée par la chercheuse responsable de ce projet de recherche.

Durée de conservation

Ces données de recherche seront conservées pendant 10 ans par la chercheuse responsable de ce projet de recherche.

Diffusion des résultats

Les résultats de recherche pourront être publiés ou faire l'objet de discussions scientifiques, mais il ne sera pas possible de vous identifier.

Droit d'accès pour des fins de contrôle et sécurité

À des fins de surveillance, de contrôle, de protection et de sécurité, votre dossier de recherche pourra être consulté par une personne mandatée par des organismes réglementaires, au Canada ou à l'étranger, tel que Santé Canada, ainsi que par des représentants de l'établissement ou du comité d'éthique de la recherche. Ces personnes et ces organismes adhèrent à une politique de confidentialité.

Vous avez le droit de consulter votre dossier de recherche pour vérifier les renseignements recueillis, et les faire rectifier au besoin. Par ailleurs, l'accès à certaines informations avant la fin de l'étude pourrait impliquer que vous soyez retiré du projet afin d'en préserver l'intégrité.

**COMPENSATION**

Vous recevrez un remboursement pour les frais de déplacements et/ou stationnement encourrus par votre participation à ce projet.

**EN CAS DE PRÉJUDICE**

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit dû à votre participation au projet de recherche, vous recevrez tous les soins et services requis par votre état de santé.

En acceptant de participer à ce projet de recherche, vous ne renoncez à aucun de vos droits et vous ne libérez pas la chercheuse responsable de ce projet de recherche et l'établissement de leur responsabilité civile et professionnelle.

---

**Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec une douleur chronique, non traumatique à l'épaule**

---

#### **PERSONNES-RESSOURCES**

Si vous avez des questions ou éprouvez des problèmes en lien avec le projet de recherche ou si vous souhaitez vous en retirer, vous pouvez communiquer avec la chercheuse responsable ou avec une personne de l'équipe de recherche SVP vous référer à l'encadré de la page 1.

Pour toute question concernant vos droits en tant que participant à ce projet de recherche ou si vous avez des plaintes à formuler, vous pouvez communiquer avec le Bureau des plaintes et de la qualité des services du CIUSSS de l'Estrie-CHUS au numéro suivant : 1-866-917-7903.

#### **SURVEILLANCE DES ASPECTS ÉTHIQUES**

Le Comité d'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS a approuvé le projet et en assurera le suivi.

Si vous désirez rejoindre l'un des membres de ce comité, vous pouvez communiquer avec le Service de soutien à l'éthique de la recherche du CIUSSS de l'Estrie - CHUS au numéro 819-346-1110, poste 12856.



Vers une validation de l'appareil MyotonPro à quantifier la viscoélasticité des points gâchettes au niveau du muscle infraépineux chez des personnes avec une douleur chronique, non traumatique à l'épaule

### CONSENTEMENT

J'ai pris connaissance du formulaire d'information et de consentement. On m'a expliqué le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement. On a répondu à mes questions et on m'a laissé le temps voulu pour prendre une décision. Après réflexion, je consens à participer à ce projet de recherche aux conditions qui y sont énoncées.

J'accepte que l'on utilise ultérieurement mes données pour répondre à d'autres questions de recherche dans le cadre de ce projet de recherche.

☐ OUI ☐ NON

J'accepte que l'on me recontacte ultérieurement pour solliciter ma participation à d'autres études approuvées par le comité d'éthique en lien avec les douleurs non traumatique de l'épaule.

☐ OUI ☐ NON

<b>Nom du participant</b> <i>(lettres moulées)</i>	<b>Signature du participant</b>	<b>Date</b>
---	---------------------------------	-------------

J'ai expliqué au participant le projet de recherche et le présent formulaire d'information et de consentement et j'ai répondu aux questions qu'il m'a posées.

<b>Nom de la personne qui obtient le consentement</b> <i>(lettres moulées)</i>	<b>Signature</b>	<b>Date</b>
---	------------------	-------------

### ENGAGEMENT DE LA CHERCHEUSE

Je certifie qu'on a expliqué au participant le présent formulaire d'information et de consentement, que l'on a répondu aux questions qu'il avait.

Je m'engage, avec l'équipe de recherche, à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre une copie signée et datée au participant.

<b>Nom de la chercheuse</b> <i>(lettres moulées)</i>	<b>Signature</b>	<b>Date</b>
---	------------------	-------------

**ANNEXE 3**

Lettre de remerciement et programme d'exercice remis aux participants

### **Projet MyotonPro**

Sherbrooke, le ... .. 2017

Nous tenons à vous remercier pour l'intérêt que vous avez porté à notre projet de recherche et votre contribution à l'avancement des connaissances dans le domaine des points gâchettes.

La condition de votre épaule nécessite des soins, nous vous recommandons fortement d'aller consulter un physiothérapeute afin de recevoir une évaluation complète de votre condition et recevoir un traitement approprié. Vous pouvez trouver un physiothérapeute près de chez vous en consultant le site de l'Ordre Professionnel de la Physiothérapie au :

<https://oppq.qc.ca/trouver-un-professionnel>

Il se pourrait que vous ressentiez des courbatures suite à l'insertion d'aiguille qui a été faite durant la séance d'aujourd'hui. Vous pouvez appliquer de la chaleur sur la zone douloureuse durant 15 minutes et ce, à toutes les heures, sur une période de 24 à 48 heures.

Il n'est pas recommandé de faire des exercices vigoureux dans les prochains 12 heures.

Voici quelques conseils qui pourront vous aider à ne pas détériorer votre condition en attendant de consulter un professionnel :

- Évitez de dormir sur votre bras
- Évitez de dormir avec le bras au-delà de 90° par rapport à votre corps
- Lorsque vous levez le bras, assurez-vous de toujours pointer le pouce vers le ciel
- Évitez d'aller chercher des objets lourds loin derrière vous (ex. : la banquette arrière dans la voiture)
- Évitez de prendre des objets lourds à bout de bras
- Évitez de travailler dans des positions douloureuses pour votre bras
- Évitez les mouvements qui produisent des douleurs ou blocages

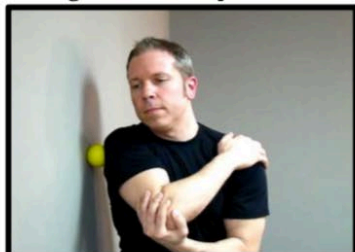
Vous retrouverez sur la page suivante quelques exercices qui pourraient peut-être vous aider en attendant de consulter un professionnel. Nous vous suggérons d'attendre 24 heures pour débiter ce programme d'exercices

Merci pour votre contribution

L'équipe du Projet MyotonPro

**Programme d'exercice suggéré, à faire une fois par jour**

**Massage de la coiffe postérieure**



- Placez une balle de tennis derrière votre épaule douloureuse et vous appuyez dessus contre un mur
- Placez la main de l'épaule douloureuse sur l'épaule opposée
- À l'aide de la balle chercher des points douloureux et aller masser avec la balle en effectuant des petits mouvements de va et viens pendant 2 minutes

**Étirement de l'aspect postérieur**



- Vous couchez sur votre épaule douloureuse
- Placer votre bras à 90° par rapport à votre corps
- À l'aide de votre main opposée, placée sur votre poignet, poussez vers l'avant, jusqu'à ce que vous ressentiez un étirement dans le derrière de l'épaule
- Tenir 15 secondes. repos 15 secondes.

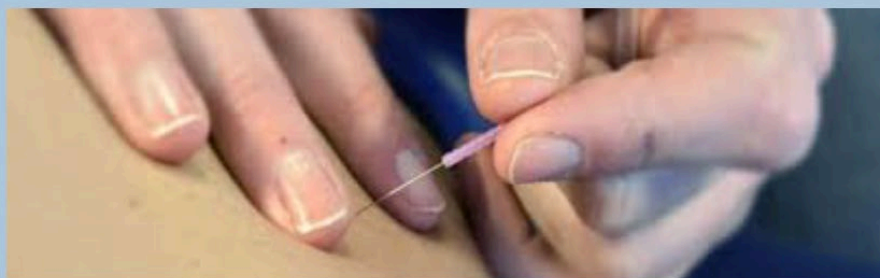
**Étirement de la chaîne antérieure**



- Vous placer face au coin d'un mur avec les avant bras appuyés chacun sur un mur.
- Placez vos coudes à la hauteur ou légèrement plus bas que vos épaules
- Avancez vers le coin avec votre haut de corps, sans creuser le bas du dos
- Prendre 5 inspirations profondes et ressortir de la position
- Prendre un pause de 20 secondes et répétez 5 fois toute la séquence

**ANNEXE 4**  
**Affiche**

## Avez-vous mal à l'épaule depuis plus de 3 mois?

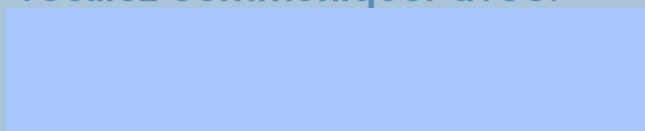


**Une étude clinique tente actuellement de valider un appareil qui mesure la tension dans les muscles de l'épaule lors que des noeuds sont présents**

**Au cours de cette étude, l'utilisation d'une aiguille d'acupuncture tentera de diminuer la tension dans un muscle de l'épaule**



**Pour de plus amples renseignements, veuillez communiquer avec:**



Cette étude est approuvée par le CÉR du CIUSS de l'Etrie-CHUS et dirigée par les



**ANNEXE 5**  
**Personnes non retenues**

### **Projet MyotonPro**

Sherbrooke, le ... .. 2017

Nous tenons à vous remercier pour l'intérêt que vous avez porté à notre projet de recherche et votre contribution à l'avancement des connaissances dans le domaine des points gâchettes.

Afin d'améliorer votre état, nous vous recommandons fortement d'aller consulter un physiothérapeute afin de recevoir une évaluation complète de votre condition et recevoir un traitement approprié. Vous pouvez trouver un physiothérapeute près de chez vous en consultant le site de l'Ordre Professionnel de la Physiothérapie au :

<https://oppq.qc.ca/trouver-un-professionnel>

Voici quelques conseils qui pourront vous aider à ne pas détériorer votre condition en attendant de consulter un professionnel :

- Évitez de dormir sur le côté de votre épaule douloureuse
- Évitez de dormir avec le bras au-delà de la hauteur de votre xx ?
- Lorsque vous levez le bras, assurez-vous de toujours pointer le pouce vers le ciel
- Évitez d'aller chercher des objets lourds loin derrière vous (ex. : sur la banquette arrière dans la voiture)
- Évitez de prendre des objets lourds à bout de bras
- Évitez de travailler dans des positions douloureuses pour votre bras
- Évitez les mouvements qui produisent de la douleur et blocages

Vous retrouverez sur la page suivante quelques exercices qui pourraient peut-être vous aider en attendant de consulter un professionnel.

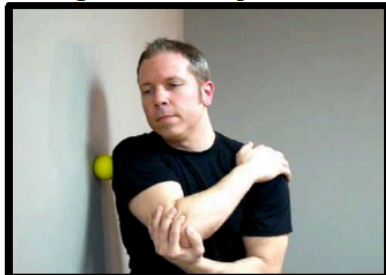
Merci pour votre contribution

L'équipe du Projet MyotonPro



**Programme d'exercice suggéré, à faire une fois par jour**

**Massage de la coiffe postérieure**



- Placez une balle de tennis derrière votre épaule douloureuse et vous appuyez dessus contre un mur
- Placez la main de l'épaule douloureuse sur l'épaule opposée
- À l'aide de la balle chercher des points douloureux et aller masser avec la balle en effectuant des petits mouvements de va et viens pendant 2 minutes

**Étirement de l'aspect postérieur**



- Vous coucher sur votre épaule douloureuse
- Placer votre bras à 90° par rapport à votre corps
- À l'aide de votre main opposée, placée sur votre poignet, poussez vers l'avant, jusqu'à ce que vous ressentiez un étirement dans le derrière de l'épaule
- Tenir 15 secondes. repos 15 secondes.

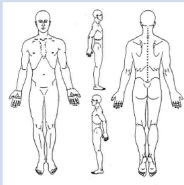
**Étirement de la chaîne antérieure**



- Vous placer face au coin d'un mur avec les avant bras appuyés chacun sur un mur.
- Placez vos coudes à la hauteur ou légèrement plus bas que vos épaules
- Avancez vers le coin avec votre haut de corps, sans creuser le bas du dos
- Prendre 5 inspirations profondes et ressortir de la position
- Prendre un pause de 20 secondes et répétez 5 fois toute la séquence

**ANNEXE 6**  
**Données sociodémographiques**

**Formulaire de données sociodémographiques projet MyotonPro**

1. Numéro de participant											
2. Sexe	Homme <input type="checkbox"/>					Femme <input type="checkbox"/>					
3. Âge											
4. Poids	Kg					lbs					
5. Taille	cm					pieds					
6. Dominance	Droitier <input type="checkbox"/>					Gaucher <input type="checkbox"/>					
7. Côté épaule blessée	Droite <input type="checkbox"/>					Gauche <input type="checkbox"/>					
8. Médication											
9. Conditions associées	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10. Antécédents	Oui <input type="checkbox"/>					Non <input type="checkbox"/>					
11. Localisation de la douleur											
12. Durée douleur	0-3 mois <input type="checkbox"/>		3-6 mois <input type="checkbox"/>		6-12 mois <input type="checkbox"/>		1-2 ans <input type="checkbox"/>		>2ans <input type="checkbox"/>		
13. Douleur repos	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>	7 <input type="checkbox"/>	8 <input type="checkbox"/>	9 <input type="checkbox"/>	10 <input type="checkbox"/>
14. Douleur à l'activité	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4 <input type="checkbox"/>	5 <input type="checkbox"/>	6 <input type="checkbox"/>	7 <input type="checkbox"/>	8 <input type="checkbox"/>	9 <input type="checkbox"/>	10 <input type="checkbox"/>

**ANNEXE 7**  
**DASH**

## QUESTIONNAIRE DASH SUR LES INCAPACITÉS RELIÉES À UNE ATTEINTE AUX MEMBRES SUPÉRIEURS

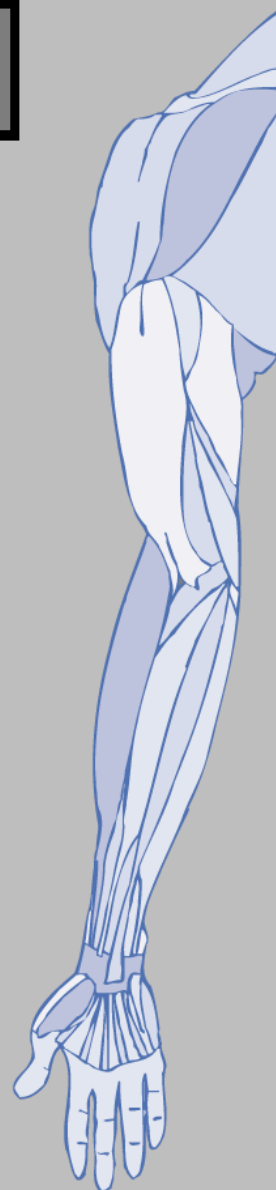
Le **DASH****INSTRUCTIONS**

Ce questionnaire porte sur vos symptômes ainsi que sur votre capacité à réaliser certaines activités.

En vous basant sur votre condition de la dernière semaine, veuillez répondre à toutes les questions, en encerclant le numéro approprié.

Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser une activité au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste.

Répondez en vous basant sur votre capacité à réaliser la tâche sans vous soucier de comment vous l'effectuez ou de quelle main vous utilisez pour réaliser l'activité.



### QUESTIONNAIRE DASH SUR LES INCAPACITÉS RELIÉES À UNE ATTEINTE AUX MEMBRES SUPÉRIEURS

Évaluez votre capacité à faire les activités suivantes au cours de la dernière semaine en encerclant le numéro dans la colonne appropriée. Répondez en vous basant sur votre capacité à réaliser la tâche sans vous soucier de comment vous l'effectuez ou de quelle main vous utilisez pour réaliser l'activité.

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. Ouvrir un pot neuf ou fermé serré.	1	2	3	4	5
2. Écrire.	1	2	3	4	5
3. Tourner une clé.	1	2	3	4	5
4. Préparer un repas.	1	2	3	4	5
5. Ouvrir une porte lourde en poussant.	1	2	3	4	5
6. Placer un objet sur une tablette située au-dessus de votre tête.	1	2	3	4	5
7. Faire de gros travaux ménagers (ex.: laver les murs, laver les planchers).	1	2	3	4	5
8. Jardiner ou faire l'entretien d'un terrain.	1	2	3	4	5
9. Faire un lit.	1	2	3	4	5
10. Transporter un sac d'épicerie ou un porte-document (valise).	1	2	3	4	5
11. Transporter un objet lourd (plus de 10 livres).	1	2	3	4	5
12. Changer une ampoule située au-dessus de votre tête.	1	2	3	4	5
13. Laver vos cheveux ou sécher vos cheveux à l'aide d'un sèche-vent.	1	2	3	4	5
14. Laver votre dos.	1	2	3	4	5
15. Mettre un chandail.	1	2	3	4	5
16. Utiliser un couteau pour couper des aliments.	1	2	3	4	5
17. Activités de loisirs qui exigent peu d'effort (ex.: jouer aux cartes, etc.).	1	2	3	4	5
18. Activités de loisirs dans lesquelles votre bras, votre épaule ou votre main subit un impact (ex.: golf, utiliser un marteau, tennis, etc.).	1	2	3	4	5
19. Activités de loisirs durant lesquelles vous bougez votre bras librement (ex.: jouer au frisbee, au badminton, etc.).	1	2	3	4	5
20. Déplacements (transports).	1	2	3	4	5
21. Activités sexuelles.	1	2	3	4	5

# QUESTIONNAIRE DASH SUR LES INCAPACITÉS RELIÉES À UNE ATTEINTE AUX MEMBRES SUPÉRIEURS

	Pas du tout	Un peu	Moyennement	Beaucoup	Extrêmement
22. Au cours de la dernière semaine, dans quelle mesure votre problème au bras, à l'épaule ou à la main a-t-il nui à vos activités sociales habituelles avec votre famille, amis, voisins ou groupes? (encerclez un chiffre)	1	2	3	4	5

	Pas limité du tout	Légèrement limité	Moyennement limité	Très limité	Incapable
23. Au cours de la dernière semaine, avez-vous été limité dans votre travail ou dans vos autres activités habituelles à cause de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main? (encerclez un chiffre)	1	2	3	4	5

Évaluez la sévérité des symptômes suivants au cours de la dernière semaine. (encerclez un chiffre)

	Aucune	Légère	Modérée	Sévère	Extrême
24. Douleur au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5
25. Douleur au bras, à l'épaule ou à la main lorsque vous réalisez toute activité spécifique.	1	2	3	4	5
26. Picotements (fourmillements) au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5
27. Faiblesse au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5
28. Raideurs (manque de souplesse) au bras, à l'épaule ou à la main.	1	2	3	4	5

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Tellement de difficulté que je ne peux pas dormir
29. Au cours de la dernière semaine, dans quelle mesure avez-vous eu de la difficulté à dormir à cause de votre douleur au bras, à l'épaule ou à la main? (encerclez un chiffre)	1	2	3	4	5

	Fortement en désaccord	En désaccord	Ni d'accord ni en désaccord	En accord	Fortement en accord
30. Dans quelle mesure êtes-vous d'accord avec la phrase suivante : « Je me sens moins capable, moins confiant ou moins utile à cause de mon problème au bras, à l'épaule ou à la main ».	1	2	3	4	5

COTATION DU DASH INCAPACITÉ/SYMPÔME =  $\left( \frac{\text{somme des valeurs choisies}}{\text{nombre de questions répondues}} - 1 \right) \times 25$

Un score du DASH ne peut pas être calculé s'il y a plus que 3 réponses manquantes.

## QUESTIONNAIRE DASH SUR LES INCAPACITÉS RELIÉES À UNE ATTEINTE AUX MEMBRES SUPÉRIEURS

### MODULE TRAVAIL (OPTIONNEL)

Les questions suivantes portent sur l'impact de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main sur votre capacité à travailler (incluant « tenir maison » si cela est votre principale occupation).

Indiquez quel est votre travail même si votre problème au bras, à l'épaule ou à la main vous empêche de le réaliser actuellement : \_\_\_\_\_

☐ Je n'ai pas de travail. (Ne répondez pas à cette section.)

Encerclez le numéro qui décrit le mieux votre capacité physique au cours de la dernière semaine. Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser votre travail au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste. Avez-vous eu de la difficulté à :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. utiliser la même technique de travail que d'habitude?	1	2	3	4	5
2. faire votre travail habituel à cause de votre douleur au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
3. faire votre travail aussi bien que vous l'auriez voulu?	1	2	3	4	5
4. passer le même nombre d'heures que d'habitude à réaliser votre travail?	1	2	3	4	5

### MODULE SPORTS/MUSIQUE (OPTIONNEL)

Les questions suivantes portent sur l'impact de votre problème au bras, à l'épaule ou à la main sur la pratique d'un instrument de musique, d'un sport ou des deux. Si vous pratiquez plus d'un sport ou d'un instrument (ou les deux), répondez en considérant l'activité qui est la plus importante pour vous.

Indiquez le sport ou l'instrument qui est le plus important pour vous peu importe si votre problème au bras, à l'épaule ou à la main vous empêche de le réaliser actuellement : \_\_\_\_\_

☐ Je ne pratique pas un sport ou un instrument. (Ne répondez pas à cette section.)

Encerclez le numéro qui décrit le mieux votre capacité physique au cours de la dernière semaine. Si vous n'avez pas eu l'occasion de réaliser cette activité au cours de la dernière semaine, faites de votre mieux pour choisir la réponse qui serait la plus juste. Avez-vous eu de la difficulté à :

	Pas de difficulté	Difficulté légère	Difficulté moyenne	Difficulté sévère	Incapable
1. utiliser la même technique que d'habitude pour pratiquer votre instrument ou sport?	1	2	3	4	5
2. pratiquer votre instrument ou sport habituel à cause de la douleur au bras, à l'épaule ou à la main?	1	2	3	4	5
3. pratiquer votre instrument ou sport habituel aussi bien que vous l'auriez voulu?	1	2	3	4	5
4. passer le même nombre d'heures que d'habitude à pratiquer votre instrument ou sport?	1	2	3	4	5

**COTATION DES MODULES OPTIONNELS :** Additionnez les valeurs encadrées;

divisez par 4 (nombre d'items); soustraire 1; multipliez par 25.

Un score au module optionnel ne peut pas être calculé si des items ne sont pas répondus.

© Institute for Work & Health 2006. All rights reserved.

French Canadian translation courtesy of Durand et al, Université de Sherbrooke, Longueuil, Canada



**ANNEXE 8**  
**PROCÉDURE D'UTILISATION-ENTRAÎNEMENT ET**  
**STANDARDISATION DE LA PRISE DE MESURE MyotonPro**

## **Manuel et procédure d'utilisation du MyotonPro**

Dans les pages qui suivent vous pourrez vous familiariser avec l'appareil MyotonPro, son fonctionnement et à la fin du document vous aurez 3 exercices de familiarisation que vous devrez faire à la fin de votre lecture, ensuite, vous pourrez expérimenter la procédure sur 3 personnes. Une semaine plus tard, une heure avant la première collecte de données vous pourrez refaire les 3 exercices et vous repratiquer sur des membres de l'équipe de recherche.

Lors de la collecte de données, après avoir refait les 3 exercices d'entraînement, vous pourrez rencontrer l'étudiant chercheur pour une dernière séance de pratique en sa présence. Vous aurez alors la chance d'effectuer la même mesure qui sera effectuée tout au long du projet sur les participants et en profiter pour poser vos questions.

L'étudiant chercheur vous expliquera aussi comment remplir les feuilles de collecte, comment positionner le participant et les phrases à dire au participant avant chaque mesure.

Bonne lecture



## 1.3 Description of the Device

The Device has been designed for the non-invasive measurement of any single superficial skeletal muscle (hereafter “Muscle”) and other biological soft tissue (hereafter “Tissue”), either in the relaxed or in the contracted state.

The Device contains a system which allows measurements to be taken in any orientation in relation to Earth gravity vector as well as in zero gravity.

### **Tissue types which can be measured include:**

- single superficial skeletal muscles,
- tendons, ligaments, other superficial biological soft tissues.

### **The Device can take measurements:**

- in different body positions,
- at different angles (360°),
- in Earth’s gravity as well as in zero gravity,
- reproducibly and repeatedly,
- independently,
- portably,
- non-invasively and painlessly,
- cost-effectively (cheaply),
- quickly.

### 1.3.1 Measurable parameters



The Device calculates the following five parameters<sup>2</sup>:

- **State of tension:**
  1. F - Natural oscillation frequency [Hz] characterising TONE<sup>3</sup>;
- **Biomechanical properties:**
  2. D - Logarithmic Decrement of natural oscillation, characterising ELASTICITY;
  3. S - Dynamic STIFFNESS [N/m];
- **Viscoelastic properties:**
  4. C - ratio of relaxation time to deformation time, characterising CREEP (Deborah number);
  5. R - Mechanical Stress Relaxation time [ms].

<sup>2</sup> Definitions of parameters are given in Appendix 1.

<sup>3</sup> An indication of Muscle TONE can only be measured in its relaxed state. In its contracted state, the F parameter characterises the Muscle tension.

### 1.3.2 Device presentation

Front of the Device	Rear of the Device
	
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Micro USB type B port</li> <li>2. Touch-sensitive screen</li> <li>3. Button of Measurement modes</li> <li>4. Button of the Device Menu</li> <li>5. ON/NEXT button</li> <li>6. Opening of Testing end</li> <li>7. Probe</li> <li>8. Marker of the Measuring position</li> <li>9. LED of battery charging</li> <li>10. Standby lights</li> <li>11. Button of the Help facility</li> <li>12. Name of the Operator</li> <li>13. Date &amp; time</li> <li>14. Battery icon &amp; level of charging</li> </ol>	<ol style="list-style-type: none"> <li>15. Wrist belt fixation</li> <li>16. Product label</li> <li>17. The Reset button</li> <li>18. Speaker</li> </ol>



- c) in general, the accumulation and recuperation of mechanical energy in the Muscles and Tissues is higher than subcutaneous superficial tissues.

### 1.3.5 Limitations




---

**The Device cannot measure:**

- Muscle groups;
- Thin Muscles (< 3mm);
- Muscles with small mass (< 20 g);
- Un-palpable Muscles;
- Deep Muscles located under layers of other Muscles;
- Tissues that are not categorised as soft biological tissue.

**Objective measurement results may be difficult to achieve if:**

- the Muscle is measured at its maximum or minimum length;
  - visual / light palpatory test of the Muscle to be measured is impossible due to thick subcutaneous fat layer;
  - the Subject's body position constrains complete relaxation or it is difficult to achieve the stability of the Muscle's relaxed state;
  - the hand of the Operator which holds the Device is not well supported and trembles;
  - unsupported<sup>5</sup> thin Muscles or Muscles with a low level of stiffness are being measured.
- 

---

<sup>5</sup> In special cases of measurement (e.g. measuring the cheek or tongue Muscles in the mouth cavity), it may be necessary to support the Tissue being measured and/or reduce the force of the mechanical impulse, thereby guaranteeing a stable position of the Tissue for the objective recording of its natural oscillation. In case of need please contact the manufacturer.

## 2.2 Requirements for the measuring process


This chapter focuses on the information related to and procedures involved in achieving highly reliable measurement results for Muscles and other soft biological tissues.

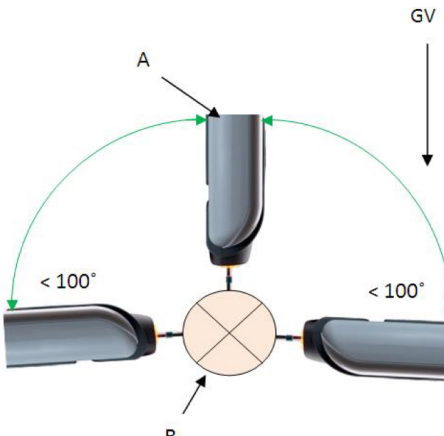
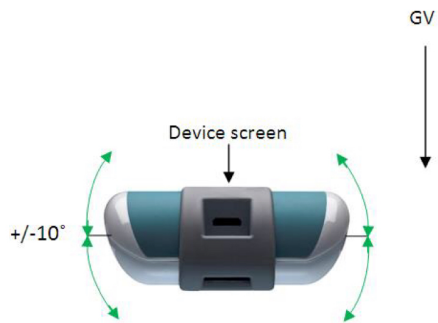


Please read the following instructions very carefully!

### 2.2.1 Range of measuring angles

Measuring under different angles the following principles must be followed:

Description	Picture
<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Regardless of the measuring angle the Probe must always be perpendicular to the skin surface, directly over the Object being measured.</li> </ol>	

<p>2. It is recommended<sup>6</sup> no to exceed measurement angles over 100° from vertical position as shown on the figure.</p> <p>In the picture:          A - The Device side view          B - The cross-section of the Object being measured          GV - Gravity vector</p>	 <p>The diagram illustrates the recommended measurement angle. A central circular cross-section (B) is shown with two device units (A) attached at angles less than 100° from the vertical. A gravity vector (GV) points downwards. Green curved arrows indicate the angular range.</p>
<p>3. In case of conducting measurements with the Device positioned horizontally, the Device must be in flat position, the screen is either facing directly up or down. Tolerance of flat position is <math>\pm 10^\circ</math>. In case of the Device is inclined more than <math>10^\circ</math>, the warning notice <b>Rotate!</b> will be displayed. In this case the Device must be turned back to horizontal position with screen facing directly up or down.</p>	 <p>The diagram shows the device in a horizontal orientation. A label 'Device screen' points to the top of the device. Green curved arrows indicate a tolerance of <math>\pm 10^\circ</math> from the horizontal plane. A gravity vector (GV) points downwards.</p>

<sup>6</sup> It is not recommended to conduct measurements with the Probe facing up (i.e. opposite to the gravity vector), because in this position the natural oscillation of the Object is significantly influenced by the gravity force.



## 2.2.2 Requirements for the measuring environment

The measuring environment must enable the measurement procedure to be conducted without any disturbing external factors (e.g. bright light, disturbing sound, vibration, overly high or low temperature, disturbance from third parties, etc.).

## 2.2.3 Subject preparation

When preparing the Subject to be measured, the Operator should:

1. **explain to the Subject who is to be measured for the first time the aims of the measurement procedure, informing him/her that:**
  - it is advisable to avoid taking medications for three hours before undergoing a measuring session, as medicines may affect the measurement results;
  - the measuring procedure is non-invasive, painless, not hazardous and does not cause any inconvenience (the aim of the explanation is to guarantee that the person being measured is not unnecessarily anxious);
  - as regards long-term monitoring, it is advisable to conduct the measuring procedures at approximately the same time of the day, so that the Subject's physical state is similar in all measurement sessions;
2. **ensure that:**
  - the Subject's position allows him/her to be fully relaxed and is readily reproducible in subsequent measuring sessions (ideally on an examination or massage table);
  - the Subject does not unnecessarily strain his/her Muscles, change his/her body position and is able to fully concentrate on being relaxed during the measurement session;
  - clothes or other items are not in contact with the Muscle being measured, as this may constrain Muscle oscillation and influence the measurement results;
  - the Muscle being measured is neither at its maximum or minimum length at the time of measurement<sup>7</sup>;
  - the Muscle being measured is supported, either in a natural<sup>8</sup> or artificial<sup>9</sup> way;
  - in case of repeated and/or comparative measuring, measurements are taken from the same measuring point, at the normal constant Muscle length;
  - in case of repeated and/or comparative measuring of the same Object, the Subject or his/her body part is always positioned in the same way in order to ensure:
    - a) constant muscle length
    - b) the same angle to the skin surface (measurement point), which also determines the Device angle.

<sup>7</sup> Unless this is the aim of the study.

<sup>8</sup> Natural support – the Muscle or other soft biological tissue being measured is supported by the skeletal system.

<sup>9</sup> Artificial support – the Muscle or some other soft biological tissue being measured is supported by an artificial supporting means. In case you need further information please contact the manufacturer.





**3. perform the following actions:**

- establish the location and contours<sup>10</sup> of the Muscle to be measured and mark by the **Medical Skin Marker** (see chapter 1.2) the measuring point above the biggest cross-section of the Muscle belly;
- ensure that the measuring points are marked symmetrically, when measuring the same Muscle on either side of the body;
- check immediately before measuring, by both palpatory test and questioning the Subject being measured, whether the Muscle being measured is completely relaxed.

**COMMENT:** In some cases, it may be appropriate to take a photo of the Subject's body position so that it can be used as a reminder to reproduce the same body position for the Subject in subsequent measurement sessions.

## 2.2.4 Requirements for measuring with the Device

**To measure using the Device, the Operator must ensure that:**

1. the physical characteristics of the mechanical impulses are identical for measurements, in the case of repeated and/or comparative measuring:
  - Tap time,
  - Tap interval,
  - Probe diameter<sup>11</sup>
2. nothing other than the Probe is in physical contact with the skin surface located directly over the Object being measured;
3. the Probe is always placed perpendicularly to the skin surface directly over the Object being measured;
4. the Device is kept as stable as possible within the acceptable range of the measuring position which is indicated by:
  - the 3mm wide marker on the Probe,
  - the green light illuminated through the Probe opening,
  - the "Hold position!" instruction being indicated on the screen of the Device;
5. the measurement series is performed at the same measuring point;
6. at the moment of exerting an impulse and recording the Muscle response, the Probe does not slide sideways on the skin surface;

<sup>10</sup> For establishing the location and contours of the Muscle to be measured, the Operator generally uses the resistance to the limb movement to cause contraction of the Muscle being measured and its simultaneous palpation (see descriptions of Muscle functions in Kendall et al. (2005) "Muscles Testing and Functions with Posture and Pain");

<sup>11</sup> In case of Special measurements the standard Probe can be replaced with the Probe which has bigger diameter or/and length. In case you need further information please contact the manufacturer.



7. the hand holding the Device is supported in such a way that guarantees the Device's maximum stability and a comfortable measuring position for the Operator throughout the series of measurements;
8. during the measurement series, the Device is held gently without gripping it tightly<sup>12</sup>;
9. during the measurement series, the Operator's attention is focused on the Probe and maintenance of the Device's measuring position, and no other actions interfere with this (e.g., talking).



**If any of the above-mentioned conditions are not maintained throughout the whole measurement series, then the series should be cancelled, re-started or re-measured.**

## 2.2.5 Evaluation of the quality of the measurement

After every Measurement series before pressing *Next* or *Save* the Operator may evaluate<sup>13</sup> the quality of the Measurement series based on Coefficient of Variation (hereinafter CV). CV is provided for every Parameter.

**CV indicates the total variability of the measurements due to the following factors:**

- Subject,
- Operator,
- Device accuracy.



**In order to register satisfactory measurements, the CV of the Parameters should be less than 3%. If this is not the case then the measurement series should be conducted again. If the high variability remains, the Operator should determine the source of the variability and take corrective actions. However, high variability may also be caused by the Subject's neurological condition or Muscle pain. In this case, the variability reflects the current condition of the Muscle and this may not be avoidable.**

<sup>12</sup> A tight grip may transfer your natural hand tremor to the Device which may lead to lower accuracy of the measurement results.

<sup>13</sup> See chapter 3.5.1, point 8.



## Application of MyotonPRO

### 3.1 Quick instructions for use

**The measurement process consists of the following steps:**

1. Use PC software to Prepare and Upload the Measurement set.
2. To start the measurement, press the ON/NEXT button or click "Measurements" on the main screen.
3. Select Subject or press "Test" to perform test measurements if needed.
4. Select Pattern.
5. Select "Perform new measurement" or view the results of previous measurements.
6. Place the Probe perpendicular to the skin surface directly on the measurement point above the Object (eg. muscle).
7. Move the Device towards the skin until the green light is illuminated to indicate the range of measurement position.
8. When taking measurements, hold the Device gently without gripping it tightly.
9. Keep the Device steady within the range of the measurement position and wait until the device automatically performs the measurements.
10. If the CV of the results is satisfactory, then save the results by pressing "Next" or "Save". Otherwise press "Re-Measure" to re-do the measurements.
11. If more than one Subject or Pattern are to be measured, make the appropriate selection from the "Select next measurement" screen until all measurements have been completed.
12. Press "Finish" when all measurements have been completed.
13. The results can now be downloaded to the PC software for further analysis.



### 3.3 MyotonPRO Test mode

The Device and Software allow you to perform test measurements in the Test mode together with the image of the acceleration graph of the Tissue's natural oscillation.

**Test mode is used for the following:**

- to study the measuring procedure,
- to evaluate the Co-oscillation (see chapter 2.3),
- to test that the Device is functioning correctly.

**There are two ways to start the Test mode:**

- on the Device (see chapter 3.3.1),
- in Software (see chapter 3.3.2).

**The benefits of using the Test mode with the help of Software are:**

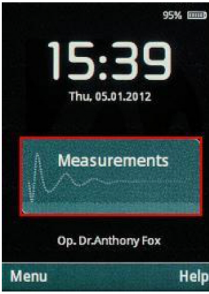
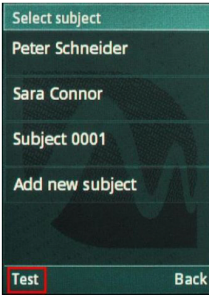

- display of test measuring protocol on the computer screen, printing and saving in JPG format;
- display of the acceleration graphs of the Tissue's natural oscillation:
  - a) acceleration graph after signal processing (red line graph),
  - b) raw signal of the acceleration graph (blue line graph);
- the possibility to examine in detail the acceleration graph (zoom-in, fast-forward and rewind);
- the export<sup>22</sup> of numerical values of processed and raw signals from the acceleration curve and extrema (curve peaks);
- display of others measurement related parameters.


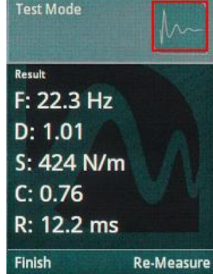
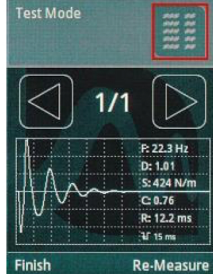
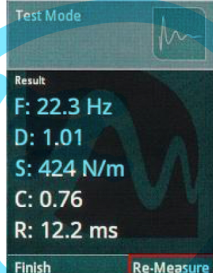
**COMMENT** If the Test mode is started directly on the Device, the detailed information about the test measurement is not displayed on the computer screen. The activation of the Test mode in the Device is used if you wish to obtain a general assessment about the measured tissue results and the character of oscillation and there is no need to save the results.

<sup>22</sup> The export of the acceleration signal is designed for scientific studies where the calculation of Parameters is performed manually, outside of the Device.



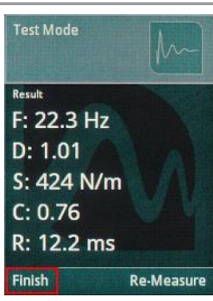


### 3.3.1 Activation of Test mode in the Device

Description	Screen shot
<p>1. Click on <i>Measurements</i> on the initial screen of the Device.</p>	
<p>2. Click on <i>Test</i> on the bottom left of the <i>Select subject</i> screen.</p>	
<p>3. The <i>Test mode</i> screen opens, where the instructions to the Operator are displayed: Move into position!</p> <p>Place the Probe perpendicular to the skin surface above the measurement point on the Object.</p>	

<p>4. Move the device towards the measurement surface until the measurement position is achieved and indicated by green light being illuminated.</p> <p>Keep the device steady in the acceptable range of the required measurement position. There is an in-built <i>Delay</i> (1sec) before the device automatically performs the measurement. Information regarding the measurement position is given in chapter 2.2.4.</p>	
<p>5.1 After the measurement, the results are displayed. For a quick evaluation of the Tissue oscillation, check the acceleration curve by clicking the <i>Graph</i> icon on the top right of the screen.</p> <p>Observation of the acceleration graph allows for evaluation of the natural oscillation of the tissue (see chapter 2.3).</p>	
<p>5.2 To navigate back, click on <i>Results</i> icon on the top right of the screen.</p>	
<p>6. To repeat the measurement, click on <i>Re-Measure</i>.</p>	



<p><b>7.1</b> To change Tap time, click first on <i>Tap time</i> icon on <i>Test mode</i> screen.</p>	
<p><b>7.2</b> Click on "up/down" arrows on the <i>Set Tap Time</i> window and confirm by clicking <i>OK</i>.</p>	
<p><b>8.</b> To exit the Test mode, click <i>Finish</i>.</p>	

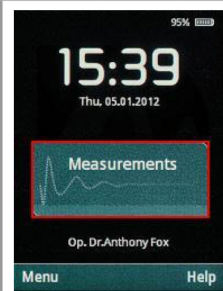
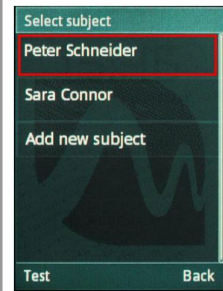
## 3.5 MyotonPRO measuring mode

### 3.5.1 Measuring with the Device



Before performing the measurements, it is important to read the chapter 2.2 thoroughly.

**COMMENT** It is possible to perform the measurements also by using only the ON/NEXT button of the Device if the Measurement profiles, names of Subjects and Patterns have already been uploaded onto the Device in the correct measuring order.

Description of the action	Screen shot
1. Click on Measurements on the initial screen of the Device (or on the ON/NEXT button of the Device).	
2. Click on the name of the Subject you are going to measure (or on the ON/NEXT button of the Device if you start measuring the first Subject in the list).	

*En ce qui nous concerne les noms seront remplacés par des codes de participants*

001  
100  
002  
099

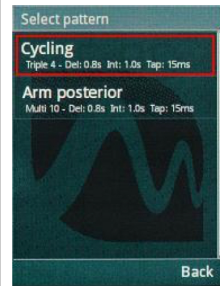
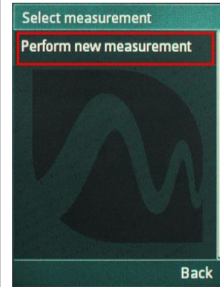

LES MESURES

T1  
T2  
T3  
T4



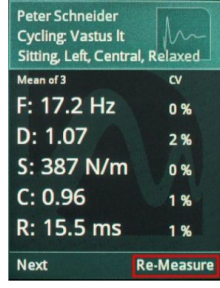
Point Gilette PG  
Point Témoin PT

Evaluateurs  
E1  
E2



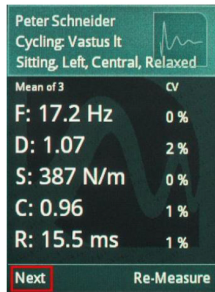
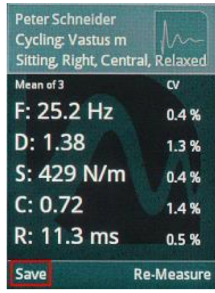


<p>3. Click on the name of the Pattern you are going to use for the measurement (or on the ON/NEXT button of the Device if you start using the first Pattern in the list).</p>	
<p>4. Click on <i>Perform new measurement</i> (or on the ON/NEXT button of the Device).</p>	
<p>5. The Measuring screen opens, where the instructions to the Operator are displayed: <i>Move into position!</i></p> <p>Place the Probe perpendicular to the skin surface above the measurement point on the Object. Move the Device towards the skin surface until the acceptable Measurement position<sup>33</sup> is achieved and indicated by green light being illuminated.</p>	

<sup>33</sup> The information regarding measuring position is given in chapter 2.2.4, point 4.

<p>6. Keep the device steady in the range of the acceptable measurement position. There is an in-built <i>Delay</i> (1 sec) before the device automatically performs the measurement. Follow the instructions displayed on the screen:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>Move into position!</i> – move the Device towards the Object;</li> <li>• <i>Hold position!</i> – hold the Device in the acceptable measuring position;</li> <li>• <i>Move back!</i> – move the Device away from the Object;</li> <li>• <i>Rotate!</i> – rotate the Device around its longitudinal axis.</li> </ul>	
<p>7. If the Device has detected a Co-oscillation interference, a sound signal will be played, the probe light changes to red and the Device screen displays an interference notification (see chapter 2.3).</p> <p>If the interferences occur repeatedly during measurement series, the measurement should be discontinued, the cause identified and corrective actions applied.</p>	
<p>8.1 After completing the Measurement series, the window of Measurement results appears where the Measurement result<sup>34</sup> of the respective Measurement profile and the variation coefficient (CV) of the Measurement series are displayed. In the window for Measurement results, the quality of the Measurement series are evaluated (see chapter 2.2.5).</p> <p>If necessary, the measurement can be repeated by clicking on <i>Re-Measure</i>.</p>	

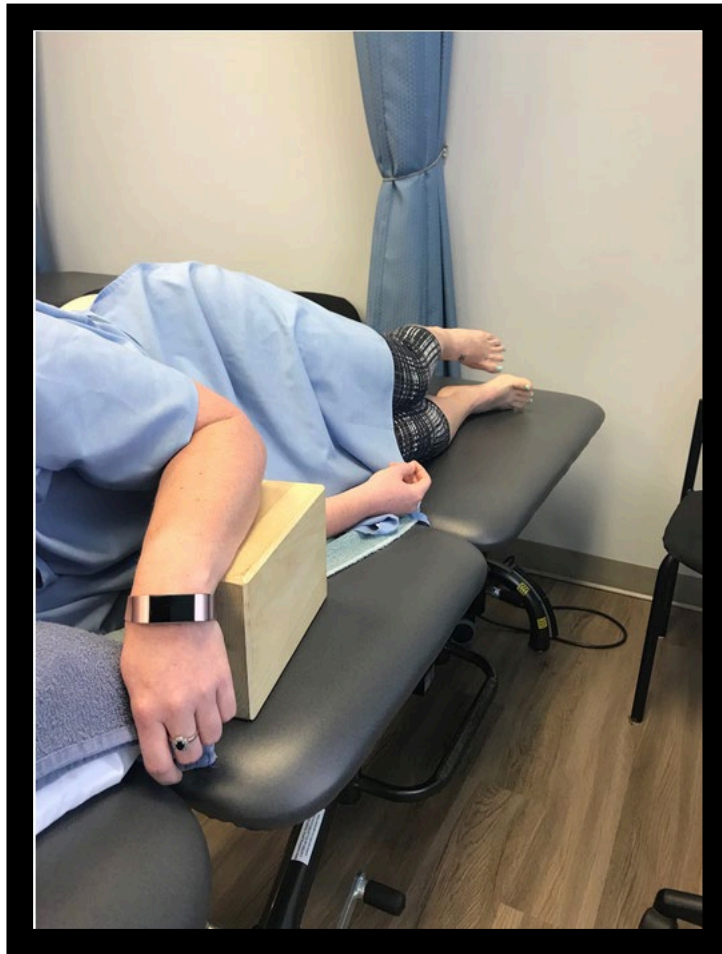
<sup>34</sup> In case of Triplescan or Multiscan modes the Measurement result to be displayed is calculated by using different statistical methods (see chapter "Terminology").



<p><b>8.2</b> To measure the next Measurement profile, click on <i>Next</i> (or on the ON/NEXT button of the Device).</p> <p>By clicking <i>Next</i> the Measurements results will be saved and can not be replaced. However the Measurement series can be repeated (see point 9).</p>	
<p><b>8.3</b> To finish the Pattern, click <i>Save</i> (or on the ON/NEXT button of the Device).</p> <p>By clicking <i>Save</i> the measurement results will be saved and can not be replaced. However the Measurement series can be repeated (see point 9).</p>	
<p><b>9.</b> If there are more than one Subject or Pattern to be measured, make the appropriate selection until all measurements have been conducted:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <i>Next Pattern</i> – to use the next Pattern of the measured Subject;</li> <li>• <i>Next Subject</i> – to use the first Pattern of the next Subject;</li> <li>• <i>Repeat Pattern</i> – to repeat the used Pattern;</li> <li>• <i>Finish</i> – to finish the measurements;</li> <li>• <i>Subjects</i> – the list of Subjects;</li> <li>• <i>Patterns</i> – the list of Patterns.</li> </ul>	
<p><b>10.</b> To finish the measurements, click on <i>Finish</i> (or on the ON/NEXT button of the Device).</p>	

### **Positionnement du participant pour la collecte de données**

Placer le bloc de bois sous l'avant-bras du participant, le bloc doit être placé devant son sternum, l'ulna appuyé sur le bloc avec le coude qui dépasse un peu. Le bras est parallèle au bloc.



Le bloc devra toujours être placé de la même façon, comme sur la photo et ce pour tous les participants et pour toutes les prises de mesures.

## Prise de mesure

L'appareil aura été programmé selon l'ordre d'arrivée des participants et selon les différents points à mesurer, dans l'ordre à suivre. Vous aurez un tableau à cocher (voir exemple plus bas) au fur et à mesure que les différents points sont mesurés, il est important de cocher les points lorsque mesurés pour ne pas introduire des erreurs dans la collecte

### Projet MyotonPro suivi prise de mesures collecte de données

Feuille de contrôle de prise de mesure, vérifier que chaque mesure corresponde au # de participant et à la mesure, puis cocher à chaque fois

#### Évaluateur 1

Date	#particip	E1.PT.T1	E1.PG.T1	E1.PT.T2	E1.PG.T2	Date	T1 T1	T2 T2	T3 T3	T4 T4	E1.PT.T1	E1.PG.T1	E1.PT.T2	E1.PG.T2	E1.PT.T3	E1.PG.T3	E1.PT.T4	E1.PG.T4
	PIE 101																	
	PIE 199																	
	PIE 102																	
	PIE 198																	
	PIE 103																	
	PIE 197																	
	PIE 104																	
	PIE 196																	
	PIE 105																	
	PIE 195																	
	PIE 106																	
	PIE 194																	
	PIE 107																	
	PIE 193																	
	PIE 108																	
	PIE 192																	
	PIE 107																	
	PIE 191																	

Les codes sont les suivants PIE XYZ = code de participant

E1 évaluateur 1 (assurez-vous de connaître votre code d'évaluateur et de valider que c'est bien votre code qui s'affiche sur l'appareil lorsque vous mesurez)

PG point gâchette (le X rouge, voir image plus bas)

PT point témoin (le X bleu)

T1 temps 1= 1<sup>ère</sup> séance de mesure jour 1

T2 temps 2= 2<sup>ème</sup> séance de mesure jour 1

T3 temps 3= 1<sup>ère</sup> séance de mesure jour 2

T4 temps 4 = 2<sup>ème</sup> séance de mesure jour 2

Placer la date dans la colonne de gauche pour chaque session de mesure pour chaque participant



Il sera très important d'appuyer l'appareil de façon perpendiculaire au plan de la peau et au centre du X, vous devez aussi appuyer votre avant-bras, soit sur la table, sur un bloc ou sur le thorax du participant (en lui demandant la permission) et assurez-vous de ne pas mettre de pression sur l'omoplate du participant, car ce pourrait avoir pour effet d'augmenter la tension dans le muscle et de faire varier les données.

À chaque fois que vous allez mesurer un point vous allez répéter la phrase suivante au participant : « êtes-vous détendu? » donnez-lui quelques secondes pour vous répondre et relaxer. Ensuite vous dites : « je vais prendre la mesure maintenant, alors restez mou svp » et ensuite prendre la mesure tel qu'affiché sur votre écran. Vérifiez le CV, s'il

est  $<3\%$  et qu'aucune donnée est affichée en rouge, vous pouvez passer à la prochaine mesure, si parfois le CV est  $>3\%$ , reprendre la mesure avec la même procédure.

Lorsque vous aurez terminé votre session de mesure, aviser le participant de poursuivre sa relaxation et que le prochain évaluateur fera son entrée. Lorsque les 2 évaluateurs auront pris leurs mesures de la première session, dites au participant qu'il peut se lever s'il le désire et qu'une deuxième session identique de mesure sera prise dans 5 minutes, redemander le consentement au participant.

## **Exercices d'entraînement**

### **1-Mesure des propriétés viscoélastiques d'une surface plane**

Prenez l'appareil et dirigez-vous dans la section test, vous verrez les mesures 1-2-3. Sélectionnez la mesure 1 et mesurez le dessus d'une table de massage à deux reprises tel que l'appareil vous le demandera. Comparez vos données, vous devriez avoir des valeurs assez similaires

### **2-Mesure des propriétés viscoélastiques d'une surface verticale et ronde**

Prenez l'appareil et dirigez-vous dans la section test, sélectionnez la mesure 2 et mesurez le côté d'une table de massage à deux reprises tel que l'appareil vous le demandera. Cette technique est plus difficile, elle demande de bien se positionner et de trouver un appui pour les avant-bras. Les 2 sessions de mesures devraient être assez similaires en termes de valeurs pour chaque propriété viscoélastique

### **3-Mesure des propriétés viscoélastiques d'une surface rebondissante**

Prenez l'appareil et dirigez-vous dans la section test, sélectionnez la mesure 3 et mesurez un ballon suisse, encore une fois cette mesure est encore plus difficile à effectuer, restez concentrés, car la sonde aura tendance à rebondir sur le ballon, tenter de prendre appui avec vos coudes et bien le tenir perpendiculairement au plan mesuré.